

Aus dem Institut für Klinische Radiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München

Klinikum Großhadern

Direktor: Professor Dr. med. Dr. h.c. Maximilian F. Reiser, FACR, FRCR

**Kraniale Computertomographie mit 64-, 16-, 4- und 1-Schicht
Computertomographen – Evaluation der Bildqualität,
der Darstellung zerebraler Strukturen und des Artefaktvorkommens**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät

der Ludwig Maximilians Universität zu München

vorgelegt von

Lara Eftimov

aus

München

2009

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatlerin:	Priv. Doz. Dr. med. B. Ertl-Wagner
Mitberichterstatler:	Prof. Dr. med. U. Klein
	Prof. Dr. med. J. Büttner-Ennever
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser FACR, FRCR
Tag der mündlichen Prüfung:	15.01.2009

Für meine lieben Eltern

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	9
1.1. Entwicklung der Computertomographie.....	11
1.2. Technische Grundlagen der Computertomographie.....	14
1.2.1. Einzeilige sequentielle CT.....	14
1.2.2. Einzeilige Spiral-CT.....	15
1.2.3. Mehrzeilige Spiral-CT.....	16
1.2.4. Somatom Sensation 64.....	17
1.3. Aspekte der Bildqualität in der Computertomographie.....	19
1.3.1. Attenuationsmessungen.....	19
1.3.2. Hauptkenngrößen der Bildqualität.....	20
1.3.2.1. Bildpunktrauschen.....	20
1.3.2.2. Kontrast.....	21
1.3.2.2.1. Kontrastauflösung.....	22
1.3.2.3. Ortsauflösung in der Bildebene.....	22
1.3.2.4. Ortsauflösung in der Körperlängsachsenebene.....	23
1.3.2.4.1. Schichtsensitivitätsprofil.....	23
1.3.3. Einflussfaktoren auf die Bildqualität.....	24
1.3.3.1. Untersuchungsparameter.....	24
1.3.3.2. Rekonstruktionsparameter.....	26

1.3.3.3.	Patientenassoziierte Parameter.....	29
1.3.3.4.	Artefakte in der Computertomographie.....	30
1.3.3.4.1.	Intrinsische Artefakte.....	31
1.3.3.4.2.	Gerätebedingte Artefakte.....	34
1.3.3.4.3.	Bewegungsartefakte.....	36
1.3.3.4.4.	Artefakte in der CT des Schädels.....	37
1.4.	<i>Besonderheiten der kranialen CT.....</i>	39
1.5.	<i>Klinische Bedeutung der kranialen CT.....</i>	39
1.6.	<i>Zielsetzung der Arbeit.....</i>	40
2.	Material und Methoden.....	42
2.1.	<i>Auswahl der Patienten und Studiendesign.....</i>	42
2.2.	<i>Verwendete Materialien.....</i>	44
2.2.1.	Computertomographen.....	44
2.2.1.1.	Somatom Plus 4 – Einschicht-CT.....	45
2.2.1.2.	Somatom Volume Zoom und Somatom Sensation 4 – Vierschicht-CT.....	45
2.2.1.3.	Somatom Sensation 16 – 16-Schicht CT.....	46
2.2.1.4.	Somatom Sensation 64 – 64-Schicht CT.....	47
2.2.2.	PACS-Konsole.....	47
2.3.	<i>Untersuchungsparameter.....</i>	47
2.4.	<i>Aufnahmeposition, Datenakquisition, Bilddarstellung.....</i>	48

2.5.	<i>Datenauswertung</i>	49
2.6.	<i>Statistische Auswertung</i>	50
2.7.	<i>Anhang</i>	50
3.	Ergebnisse	53
3.1.	<i>Allgemeine Bildqualität</i>	55
3.2.	<i>Supratentorielle Artefakte</i>	56
3.3.	<i>Artefakte der hinteren Schädelgrube</i>	57
3.4.	<i>Medulla oblongata</i>	58
3.5.	<i>Pons</i>	59
3.6.	<i>Kleinhirn</i>	60
3.7.	<i>Mittelhirn</i>	61
3.8.	<i>Temporallappen</i>	62
3.9.	<i>Basalganglien</i>	63
3.10.	<i>Differenzierung zwischen grauer und weißer Substanz</i>	64
3.11.	<i>Zusammenfassung der Ergebnisse</i>	65
4.	Diskussion	66
4.1.	<i>Allgemeine Bildqualität</i>	66
4.2.	<i>Artefakte</i>	69
4.2.1.	<i>Artefakte der hinteren Schädelgrube</i>	69

4.2.2. Supratentorielle Artefakte.....	74
4.3. <i>Darstellung von Medulla oblongata, Pons und Kleinhirn.....</i>	77
4.4. <i>Darstellung des Mittelhirns.....</i>	78
4.5. <i>Darstellung der Temporallappen.....</i>	80
4.6. <i>Darstellung der Basalganglien und der Differenzierbarkeit von grauer und weißer Substanz.....</i>	82
4.7. <i>Limitationen der Studie.....</i>	86
5. Ausblick.....	88
6. Zusammenfassung.....	89
7. Anhang.....	90
8. Literaturverzeichnis.....	94
9. Danksagung.....	104
10. Lebenslauf.....	106

Abkürzungsverzeichnis

AAI	Adaptive Axiale Interpolation
Abb.	Abbildung(en)
Allg. Bildqualität	Allgemeine Bildqualität
AMPR	Adaptive Multiplanar Reconstruction
CI UB	Confidence Intervall Upper Bound
CI LB	Confidence Intervall Lower Bound

CT	Computertomographie
HSG	Hintere Schädelgrube
LI	Lineare Interpolation
MDCT	Multi-Detector Computertomographie
Medulla obl.	Medulla oblongata
MLI	Lineare Interpolation bei der Mehrschicht-CT, wobei hier M für die Anzahl der Schichten steht
MSCT	Mehrschicht-Computertomographie
OR	Odds Ratio
S	Anzahl der simultan akquirierten Aufnahmeschichten
S 1	Einschicht-CT
S 4	Vierschicht-CT
S 16	16-Schicht CT
S 64	64-Schicht-CT
SI	Scaninkrement
supra.	supratentoriell

1 Einleitung

Seit der Einführung der Mehrschicht-Computertomographie (MSCT) durch verschiedene große Hersteller im Jahr 1998 hat die Computertomographie (CT) eine rasche Weiterentwicklung erfahren (45, 65, 69). Seit 2004 sind Geräte im klinischen Einsatz, die mit Hilfe neuartiger Fokustechnologien und 40-zeiligen Detektoren eine gleichzeitige Aufnahme von 64 parallelen, 0,3 mm breiten Schichten erlauben, woraus eine räumliche und zeitliche Auflösung von beispielloser Qualität resultiert (24, 30, 31, 32, 74).

Die Mehrschicht-Technologie und ihre stetige Verbesserung führten zu einem bedeutenden Durchbruch der Computertomographie in verschiedenen Anwendungen. Multiplanare und dreidimensionale Bildrekonstruktionen wurden möglich, und erweiterte Untersuchungsmöglichkeiten wie die hochauflösende CT-Angiographie oder die kardiale CT hielten Einzug in die klinische Praxis. Ermöglicht wurde dies einerseits durch eine kürzere Rotationszeit der Gantry, also der Abtasteinheit, welche die Röntgenkomponenten und das Messsystem enthält. Weitere Voraussetzungen waren eine höhere räumliche Auflösung entlang der z-Achse, sowie eine bessere Nutzung der vorhandenen Röntgenstrahlung (24, 31, 74).

Die Entwicklung von Detektoren mit einer immer höheren Anzahl an Detektorzeilen führte auch zu einigen Veränderungen für die kraniale Computertomographie. Mit den modernen Mehrschicht-Geräten konnte eine Kombination von spiralförmiger und axialer Datenakquisition für infra- und supratentorielle Strukturen, wie sie bis dahin üblich war, oft nicht mehr durchgeführt werden. Stattdessen erfolgte die Datenerfassung jetzt für das gesamte Gehirn in Form eines mehrschichtigen Spiraldatensatzes (5, 15). Außerdem war es, je nach Hersteller, bei Mehrschicht-Computertomographen mit hoher Zeilenzahl oftmals unmöglich, die Gantry zu kippen. Dieser Effekt kann zumindest teilweise ausgeglichen werden, indem der Kopf des Patienten in geeigneter Weise in der Kopfstütze positioniert wird. In vielen Einstellungen wurde es bei Verwendung der MSCT üblich, das gesamte Gehirn in einem Spiraldatensatz zu erfassen, und anschließend multiplanare Bildrekonstruktionen in axialer – und oft auch in koronarer und sagittaler – Schichtführung zu erstellen.

Artefakte der hinteren Schädelgrube wurden immer als bedeutende Einschränkung der kranialen Computertomographie gesehen, da sie zu einer schlechteren Darstellbarkeit nahegelegener Hirnstrukturen wie des Hirnstamms und des Kleinhirns führen.

Computertomographische Aufnahmen von Strukturen des Hinterhirns galten aufgrund von ausgeprägten Artefakten oft als nicht beurteilbar (90, 119) und kleine Infarkte oder Metastasen in diesem Bereich waren daher eher eine diagnostische Domäne der Magnetresonanztomographie.

Im Vergleich zur sequentiellen Computertomographie führte die Einführung der Spiral-CT erstmalig zu einer Verringerung von Artefakten der hinteren Schädelgrube (18). CT-Untersuchungen des Gehirns wurden daher üblicherweise für die hintere Schädelgrube im Spiralmodus, und für die supratentoriellen Strukturen im sequentiellen Modus durchgeführt (5, 15). Die Gantry wurde gewöhnlich parallel zur Schädelbasis positioniert, um die Augenlinse vor der Strahlenexposition zu schützen, was jedoch keinen Effekt auf Artefakte der hinteren Schädelgrube hatte (90, 119).

Im Jahr 2001 zeigten Jones et al., dass ein Computertomogramm des Gehirns mit einem 4-Zeilen-Gerät 1,8mal schneller erstellt werden kann als mit einem 1-Zeilen-Gerät (103, 98). Im Vergleich zum 1-zeiligen Computertomographen wurden bei Aufnahmen des 4-zeiligen Gerätes Artefakte der hinteren Schädelgrube in 94% der Fälle als verringert angesehen. In 89% der Fälle gaben die auswertenden Radiologen dem 4-zeiligen Computertomographen den allgemeinen Vorzug. Diese Ergebnisse führten die Autoren auf die höhere Auflösung des Mehrschicht-Gerätes zurück, die insbesondere Teilvolumenartefakte deutlich verringert (53, 72).

Moderne Computertomographen mit einer höheren Anzahl an Detektorzeilen erlauben auch in der klinischen Routine die Anwendung sehr feiner Kollimationen, und müssten durch die verbesserte axiale Auflösung theoretisch zu einer weiteren Reduktion von Artefakten der hinteren Schädelgrube führen (30, 32). Gleichzeitig müsste es zu einer besseren Darstellung der knochenahnen, infratentoriellen Strukturen kommen.

1.1 Entwicklung der Computertomographie

Der Grundstein für die Radiologie wurde bereits im Jahr 1885 gelegt, als W.C. Röntgen die Entdeckung der Röntgenstrahlen gelang. Schon bald darauf spekulierten Wissenschaftler, ob man sie nicht auch zur Darstellung von Schichten des menschlichen Körpers verwenden könnte. Zweiundzwanzig Jahre später, im Jahr 1917, entwickelte J.H. Radon die mathematische Grundlage zur Berechnung der Verteilungen eines Materials in einer Objektschicht (86). Es dauerte fast fünfzig weitere Jahre, bis der Physiker A.M. Cormack eine Methode zur Berechnung von Absorptionsverteilungen im Körper aus Transmissionsdaten publizierte (16). Im Jahr 1972 schließlich implementierte G.N. Hounsfield den ersten Computertomographen für Schädelaufnahmen, ohne dass er die Vorarbeiten dazu gekannt hatte (42). Der "EMI-Scanner" – entwickelt von der britischen Firma EMI, die damals eher durch ihre Schallplatten bekannt war – ermöglichte erstmals einen Blick in das menschliche Gehirn in vivo (siehe Abb. 1) (3, 42). Diese weltweit erste Computertomographie zeigt eine hypodense Läsion, die als Hirnzyste gedeutet wurde (möglicherweise war dies auch die erste Fehldiagnose in der Geschichte der Computertomographie) (8).

Mit der Entwicklung von Ganzkörper-Computertomographen im Jahr 1974 wurde ein Boom der CT-Scanner ausgelöst, und bis 1980 waren bereits über 10.000 Geräte installiert. Cormack und Hounsfield wurden für ihre Arbeiten 1979 mit dem Nobelpreis ausgezeichnet. Allerdings waren die Aufnahmezeiten anfangs mit 35 Minuten für einen Schädelscan noch extrem lang, und die grobe Auflösung der CT-Bilder nicht zufriedenstellend (siehe Abb. 1 & 2a).



◀ **Abb. 1:**

Erstes kraniales Computertomogramm aus dem Jahr 1972. Die Bildmatrix bot mit nur 80 x 80 Bildelementen einen schachbrettartigen Eindruck, die Schichtdicke betrug ganze 1,3 cm (42). Die Aufnahme des Hirns zeigt eine hypodense Läsion, die als Hirnzyste gedeutet wurde.

[Abb. aus Bautz 2005]

Ein wichtiges Ziel bestand darin, die Scanzeiten zu reduzieren und so Aufnahmen während einer Atempause zu ermöglichen. Die Lösung kam Mitte der siebziger Jahre mit der Einführung des Fächerstrahlverfahrens: wurde bei den CT-Geräten der 1. und 2. Generation das Untersuchungsobjekt nach jeder Rotation mit einem Nadelstrahl in translatorischer Bewegung abgetastet, konnte nun ein größerer Detektorbogen durch einen Fächerstrahl simultan ausgeleuchtet werden. Bei diesen CT-Geräten der 3. Generation wurde das Translations-Rotations-Prinzip abgelöst durch die alleinige Rotation von Detektor und Röntgenröhre. Kurz darauf folgte die 4. Generation, die einen feststehenden Detektorring benutzt, so dass sich nur die Röhre um den Patienten bewegt (59).

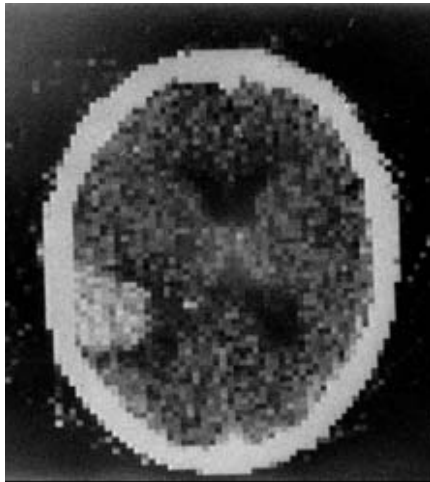
Durch den Einsatz von Fächerstrahlen konnte eine Schicht nun binnen 20 Sekunden aufgenommen werden, was erstmals Einzelschicht-Untersuchungen in Atemanhaltetechnik ermöglichte. Um die Bildqualität weiter zu verbessern bzw. um Bewegungsartefakte zu vermindern, musste die Scanzeit jedoch noch stärker reduziert werden. Die Entwicklung der Schleifringtechnik gegen Ende der achtziger Jahre machte dies möglich, indem die elektrische Energie nicht mehr über Kabel, sondern über Schleifringe übertragen wurde. Hierdurch wurde eine kontinuierliche Aufnahmetechnik realisierbar, welche die Rotationszeit auf 1 Sekunde verkürzte. Gleichzeitig war die Basis für die Spiral-CT geschaffen, die in den neunziger Jahren etabliert wurde (59).

Auch die einzeilige Spiral-CT hatte jedoch weiterhin deutliche Limitationen: multiplanare und dreidimensionale Bildrekonstruktionen wiesen stets Stufenartefakte auf, weil die Auflösung in der z-Achse – sie steht senkrecht zur Scan-Ebene und entspricht meist der Patientenlängsachse – zu gering war. Außerdem war eine rasche Akquisition großer Volumina nicht möglich, wodurch leicht Bewegungsartefakte entstanden. Seit 1998 stehen Computertomographen zur Verfügung, die mehrere Detektorreihen besitzen und so eine simultane Aufnahme mehrerer Schichten (sogenannter Datenzeilen) ermöglichen. Bei diesen Mehrzeilen-Scannern (multi-slice CT, MSCT; auch als multi-detector CT, MDCT) rotieren sowohl Röntgenröhre als auch Detektor (92).

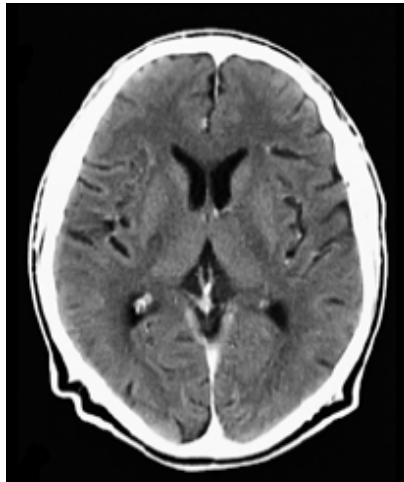
Die Etablierung der Mehrzeilen-Technologie erlaubt eine rasche Akquisition großer Volumina mit einer zugleich deutlich höheren Auflösung in der z-Achse (92). Diese bemerkenswerten Vorteile führten zu einer rasanten technischen Weiterentwicklung der Computertomographie, in deren Verlauf immer mehr Schichten simultan akquiriert und immer kürzere Zeiten für Gantryrotation und Akquisition erreicht werden konnten. Im Jahr 1998 wurden zunächst 4-

Schicht Computertomographen entwickelt, es folgten 8- und 16-Schicht Geräte im Jahr 2000 und 2001 (25, 27, 29). Nach der Einführung der 16-Schicht-Computertomographie mit einer mittleren Scandauer von weniger als 15 Sekunden waren wesentliche klinische Fortschritte vor allem durch eine weitere Verbesserung der räumlichen und zeitlichen Auflösung zu erwarten (27, 30, 31). Im Sommer 2004 konnte dies mit der Entwicklung von 64-Schicht-Computertomographen verwirklicht werden. Diese CT-Geräte bieten eine noch kürzere Gantryrotationszeit bei erneut erhöhter Auflösung entlang der z-Achse. Sie unterscheiden sich von den anderen Mehrschicht-Computertomographen durch eine periodische Bewegung des Brennflecks entlang der z-Achse (z-Springfokus, siehe Kap. 1.2.4). Dadurch wird nicht nur die Anzahl der simultan aufgenommenen Schichten verdoppelt, sondern auch die Entstehung von Artefakten effektiv verringert (30). Dies könnte gerade für die computertomographische Darstellung der schädelbasisnahen Hirnstrukturen – eine Region, die bisher wegen auftretenden Knochenartefakten mittels CT häufig nicht beurteilbar war – neue Perspektiven eröffnen.

Seit ihrer Einführung im Jahr 1972 hat die Computertomographie bedeutende Fortschritte gemacht: Die Aufnahmezeit einer Schicht verkürzte sich von 300 s auf 330 ms bei der mehrzeiligen Spiral-CT. Die Bildmatrix konnte von 80 x 80 auf 512 x 512 Bildelemente gesteigert, die Schichtdicke auf einen Submillimeterbereich reduziert werden (30, 59). Mit den mehrschichtigen Verfahren können im Idealfall nun isotrope Daten akquiriert werden, also würfelförmige Volumenelemente (Voxel) mit gleichen Kantenlängen. Dadurch haben multiplanare und dreidimensionale Bildrekonstruktionen eine exzellente Bildqualität erreicht (siehe Abb. 2).



a) 1974



b) 1996



c) 2004

▲ **Abb. 2:** Die Steigerung der Bildqualität in der Computertomographie. V.l.: Siretom (2-Zeilen CT), Somatom Plus 4 (1-Zeilen CT) , Somatom Sensation 64 (64-Zeilen CT)
 [Abb. a) und b) aus Wildermuth 2005, Abb. c) aus dem Fundus der Radiologie Großhadern]

1.2 Technische Grundlagen der Computertomographie

1.2.1 Einzeilige sequentielle CT

In der sequentiellen Computertomographie rotieren (bei den Geräten der 3. Generation) Röntgenröhre und Detektor über einen Bereich von 360° um den Patienten, während dieser eine feste Tischposition beibehält. Nach Aufnahme einer einzelnen Schicht wird er um eine definierte Distanz (= Scaninkrement S_I), die meist der kollimierten Schichtdicke S [mm] entspricht, durch die Gantry bewegt. Bei der nächsten Tischposition wird dann die nächste Aufnahme durchgeführt. An modernen CT-Geräten werden so pro Schichtaufnahme 800-1500 Projektionen mit ungefähr 600-1200 Messwerten erfasst. Aus ihnen kann nach jeder Rotation das Bild rekonstruiert werden, beispielsweise durch gefilterte Rückprojektion.

Prinzipiell ergeben sich die gemessenen Projektionen P in der Computertomographie nach folgender Gleichung:

$$P = \ln I_0 / I \quad [1.1]$$

Hierbei ist I_0 die Primärintensität, und I die geschwächte Intensität der Röntgenstrahlung. Es ist zu beachten, dass die Schwächung der Strahlung nicht nur von der Absorption bzw. der Objektdicke abhängt, sondern auch von der Strahlenenergie, wodurch Aufhärtungsartefakte entstehen können (siehe Kap. 1.3.3.4.1). Zur Bildberechnung aus den Projektionswerten erfolgt zunächst eine mathematische Faltung und Rückprojektion, anschließend werden die errechneten linearen Schwächungskoeffizienten $\mu(x,y)$ über sogenannte Hounsfield-Einheiten [HE] im Bild wiedergegeben (siehe Kap. 1.3.1 & 1.3.3.2).

Die *Detektoren* der einzeiligen CT bestehen aus 500-900 Detektorelementen, die einen einreihigen Detektorbogen bilden. Es kann also während einer Umdrehung nur eine Schicht akquiriert werden. Die wählbaren Schichtdicken ergeben sich hierbei durch fokussseitige Kollimierung des Röntgenstrahls (31). Ein Nachteil des konventionellen Verfahrens, eine Sequenz von Einzelschichten aufzunehmen, liegt in dem hohen Zeitaufwand, der durch die Vorschubzeiten und Atemkommandos entsteht. Weiterhin stehen in der Regel keine überlappenden Bilder und keine isotropen Voxel zur Verfügung, die für eine hohe 3D-Bildqualität erforderlich sind.

1.2.2 Einzeilige Spiral-CT

Im Gegensatz zur sequentiellen CT wird bei der Spiral-CT der Patient auf der Patientenliege fortlaufend durch die Gantry bewegt. Hierdurch wird ein Volumendatensatz in Form einer Spirale erfasst. Der *Tischvorschub* d [mm] pro 360° Rotation bestimmt dabei die Zahl der Projektionen, die pro Schicht zur Verfügung stehen. Er ergibt sich aus dem Produkt der *Tischgeschwindigkeit* d' [mm/s] mit der *Rotationszeit* t_{rot} [s] (81, 82). Das *Rekonstruktionsinkrement* RI ist der Abstand, in dem die Schichten rekonstruiert werden. Um die bestmögliche Bildqualität zu erreichen, muss es optimal an den Tischvorschub angepasst werden (81, 82). Von entscheidender Bedeutung für Dosis und Bildqualität ist der *Pitch* P . Er ist eine dimensionslose Größe und definiert sich aus folgender Gleichung:

$$P = (d' \cdot t_{rot}) / S \quad \text{oder} \quad [1.2]$$

$$P = (d / S) \quad [1.3],$$

wobei S der kollimierten Schichtdicke [mm] entspricht. Ein Pitch von 1 bedeutet also, dass sich der Tisch bei einer Gantryumdrehung um eine Schichtdicke bzw. eine Kollimatorweite vorwärtsbewegt. Durch einen höheren Pitch wird zwar die Untersuchungsgeschwindigkeit beschleunigt, zugleich wird jedoch das Schichtsensitivitätsprofil verbreitert. Bei Untersuchungen, bei denen eine hohe Bildqualität erwünscht ist, sollte der Pitch vorzugsweise 1 betragen (81, 82). Zur Bildrekonstruktion aus dem Spiraldatensatz muss – im Gegensatz zur sequentiellen CT – noch vor Faltung und Rückprojektion eine *z-Interpolation* erfolgen. Eine ausführlichere Beschreibung der Untersuchungs- und Rekonstruktionsparameter der Spiral-CT findet sich in Kap. 1.3.3.

1.2.3 Mehrzeilige Spiral-CT

Im Gegensatz zur sequentiellen CT und einzeiligen Spiral-CT bestehen die Detektoren der mehrzeiligen Spiral-CT aus mehreren *Detektorenreihen*. Dadurch kann während einer Rotation die simultane Akquisition mehrerer Schichten bzw. Datenzeilen erfolgen. Für die klinische Anwendung ergeben sich daraus je nach Einstellung der Akquisitionsparameter entscheidende Vorteile (77):

1. Kürzere Untersuchungszeiten (wichtig z.B. für die Herzbildgebung und die CT-Angiographie)
2. Größere Volumenabdeckung (wichtig für die CT-Angiographie und für Thorax-Abdomen Aufnahmen)
3. Bessere axiale Auflösung (wichtig für sämtliche Rekonstruktionen)

Welche Schichtdicken (Schichtkollimationen) gewählt werden können, variiert dabei je nach Konfiguration des Detektors. Die Anzahl und die Dicke der Schichten werden sowohl durch fokusseitige Kollimierung, als auch durch detektorseitige elektronische Zusammenfassung definiert (siehe Kap. 1.3.3.1 & Abb. 15-18). Nach der Datenakquisition muss, wie bei der einzeiligen Spiral-CT auch, eine *z-Interpolation* durchgeführt werden. Hierfür stehen je Schichtanzahl verschiedene Algorithmen zur Verfügung. Die MSCT eröffnet weiterhin die Möglichkeit, die effektive Schichtdicke, das Bildrauschen und die Ortsauflösung durch die Wahl eines *z-Filters* festzulegen. Hierin liegt ein entscheidender Vorteil der Mehrschicht-CT

gegenüber einschichtigen Verfahren, denn durch die z-Filterung ist die rekonstruierte Schichtdicke erstmals unabhängig von der Schichtkollimation, mit der die eigentliche Datenakquisition erfolgte. Die Weite der rekonstruierten Schicht kann dabei jedoch nicht geringer sein als die Weite der Schichtkollimation. So lässt sich beispielsweise bei dünnschichtiger Kollimation eine multiplanare Rekonstruktion aus dickeren Schichten erstellen, wodurch das Rauschen reduziert, die hohe Ortsauflösung aber beibehalten wird. Genauere Angaben zu den Untersuchungs- und Rekonstruktionsparametern der Mehrschicht-CT finden sich in Kap. 1.3.3.

Um den Pitch für die MSCT zu bestimmen, muss bei der oben beschriebenen Gleichung [1.3] zusätzlich die Anzahl M der simultan akquirierten Schichten in den Nenner einbezogen werden. Der Pitch berechnet sich also als

$$P = d / (M \cdot S) \quad [1.4].$$

Stellt man die Gleichung um, so erhält man die Tischgeschwindigkeit d' :

$$d' = (P \cdot M \cdot S) / t_{\text{rot}} \quad [1.5]$$

Für ein 4-zeiliges CT-Gerät mit einer Gantryrotationszeit von 0,5 s ergibt sich damit:

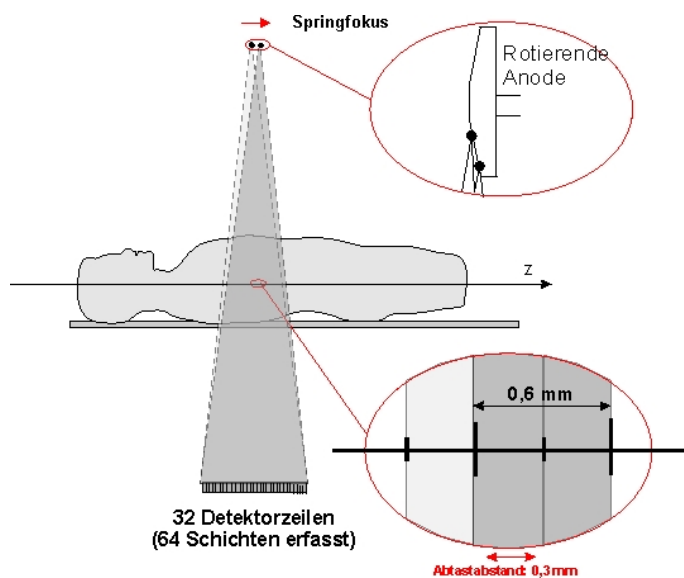
$$d' = (P \cdot 4M \cdot S) / 0,5 t_{\text{rot}} \quad [1.6]$$

Bleibt die kollimierte Schichtdicke S gleich, bietet im Vergleich zu einem 1-zeiligen Spiral-CT mit einer Rotationszeit von 1 s bereits ein 4-zeiliges Gerät mit einer Rotationszeit von 0,5 s eine Steigerung der Leistung um den Faktor 8, ein 16-Zeilen-CT um den Faktor 32 und ein 64-Zeilen-Gerät sogar um den Faktor 128 (59, 65, 77). Dadurch werden erstmals hohe Aufnahmegeschwindigkeiten selbst bei dünnen Schichten erreicht, was zu den oben genannten Vorteilen der MSCT führt (59).

1.2.4 Somatom Sensation 64

Der in dieser Studie verwendete 64-Schicht Computertomograph bedient sich eines neuen technischen Verfahrens, bei dem der Brennfleck sich in z- bzw. Längsrichtung periodisch hin-

und herbewegt. Dieses „Springen“ des Brennflecks zwischen zwei definierten Positionen auf der z-Achse wird als *z-Springfokus* (z-flying focal spot) bezeichnet. Hierdurch ist es möglich, die Anzahl der simultan aufgenommenen Schichten zu verdoppeln und gleichzeitig die Auflösung in Längsrichtung zu verbessern (30, 69). Die periodische z-Bewegung des Brennflecks auf dem Anodenteller erfolgt dabei durch elektromagnetische Ablenkung des Elektronenstrahls in der Röntgenröhre. Sie ist so ausgerichtet, dass die Röntgenstrahlen innerhalb zweier Messungen im Drehzentrum genau um die Hälfte der kollimierten Schichtdicke versetzt werden. Dadurch überlappen sich die Röntgenstrahlen von zwei aufeinander folgenden Messungen, wodurch der Abtastabstand auf die Hälfte der kollimierten Schichtdicke reduziert wird (30). Der z-Springfokus ist nur im Spiralmodus und bei einer Kollimation von $32 \times 0,6$ mm aktiv (31). Bei 32 simultan akquirierten Schichten und einer Kollimation von 0,6 mm ergibt sich damit ein Datensatz aus 64 überlappenden Schichten von 0,6 mm Weite. Der Abtastabstand im Drehzentrum beträgt 0,3 mm, das Abtastmuster entspricht also dem eines Detektors mit einer Kollimierung von $64 \times 0,3$ mm (30) (siehe Abb. 3 & 18).



◀ **Abb. 3:** *z-Springfokustechnologie.* Durch die periodische Bewegung des Brennflecks werden die Röntgenstrahlen im Drehzentrum um die Hälfte der kollimierten Schichtdicke versetzt, wodurch eine Kollimation von $64 \times 0,3$ mm erreicht werden kann.

[Abb. aus Kalender 2006: Computertomographie. Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Mit freundlicher Genehmigung von Publicis Publishing Books]

Die 64-Schicht Computertomographen bieten im Vergleich zu Geräten mit niedriger Zeilenzahl also eine höhere Anzahl an simultan erfassten Schichten, eine verminderte Schichtdicke und eine verbesserte Abtastung. Daraus resultieren mehrere klinische Vorteile: Die erhöhte räumliche Auflösung macht die Darstellung selbst sehr kleiner Objekte von weniger als einem halben Millimeter Durchmesser möglich. Weiterhin können durch die feinere Abtastung in z-Richtung Artefakte unabhängig vom Tischvorschub deutlich verringert werden (siehe Kap. 1.3.3.4) (31). Dies könnte insbesondere für die kraniale CT von Vorteil sein, da Artefakte im Bereich der Schädelbasis die Beurteilung von nahegelegenen Hirnstrukturen seit den Anfängen dieses Schnittbildverfahrens beeinträchtigen. Ein weiterer Vorteil der 64-Schicht Computertomographen ist die im Vergleich zu 16-Schicht Geräten verkürzte Akquisitionsdauer von durchschnittlich 5-20 Sekunden, die zu einer Verminderung von Bewegungsartefakten führt (30).

Die Springfokustechnologie wird bereits seit vielen Jahren in CT-Geräten eingesetzt, um eine doppelte Abtastung in Richtung des Strahlenfächers bzw. in der Bildebene zu erreichen (31). Alle in dieser Studie verwendeten Computertomographen sind mit einem Springfokus in Fächerrichtung ausgestattet. Der zusätzliche Springfokus in z-Richtung ist eine Innovation, die nur der verwendete 64-Schicht Computertomograph besitzt.

1.3 Aspekte der Bildqualität in der Computertomographie

Da die vorliegende Arbeit die Bildqualität der kranialen Computertomographie untersucht, sollen im Folgenden die Bedeutung der Hounsfield-Einheiten, die vier Hauptkenngrößen der Bildqualität, sowie deren wichtigste Einflussfaktoren erläutert werden.

1.3.1 Attenuationsmessungen

In der Computertomographie wird die räumliche Verteilung des linearen Schwächungskoeffizienten $\mu(x,y)$ gemessen und errechnet. Er wird für jedes durchstrahlte Gewebe im CT-Bild relativ zur Schwächung von Wasser angegeben. Diese Relation wird in CT-Zahlen ausgedrückt und lässt sich folgendermaßen berechnen:

$$\text{CT-Zahl} = (\mu_{\text{Gewebe}} - \mu_{\text{Wasser}}) / \mu_{\text{Wasser}} \cdot 1000 \text{ HU} \quad [1.7]$$

Zu Ehren des Erfinders der Computertomographie werden die CT-Zahlen als Hounsfield-Einheiten (HE) bezeichnet. Sie bilden die Hounsfield-Skala, die für den medizinischen Bereich zwischen -1024 HE und +3071 HE angegeben wird. Als Fixpunkte der Skala wurden Wasser (0 HE) und Luft (-1000 HE) gewählt. Die Schwächungswerte der untersuchten Gewebe stellen sich in Relation zu diesen Fixpunkten dar. Erhöhte Werte gehen mit einer höheren Schwächung der Röntgenstrahlung einher und weisen auf eine höhere Ordnungszahl und oder Dichte des Gewebes hin. Im CT-Bild erscheint es in diesem Fall heller (hyperdens). Dementsprechend führen Strukturen mit niedriger Ordnungszahl und / oder Dichte zu einer geringeren Strahlenschwächung und niedrigeren Schwächungswerten, sie erscheinen im Bild also dunkler (hypodens). Es ist zu beachten, dass stark attenuierende Gewebe, wie zum Beispiel knöcherne Strukturen, über einen Anstieg der mittleren Energie des Strahlenspektrums zu einer Verfälschung der CT-Zahlen führen können (siehe Kap. 1.3.3.4) (30).

1.3.2 Hauptkenngrößen der Bildqualität

Unter den Hauptkenngrößen der Bildqualität sind zu unterscheiden (59, 81):

- Bildpunktrauschen
- Kontrast
- Ortsauflösung in der Bildebene (x/y-Ebene)
- Ortsauflösung in der Körperlängsachsenebene (z-Ebene)

1.3.2.1 Bildpunktrauschen

Schwankungen der CT-Werte in den Bildpunkten eines homogenen Phantoms bezeichnet man als Bildpunktrauschen (Pixelrauschen). Es wird einerseits durch Schwankungen der auf den Detektor auftreffenden Röntgenquanten, andererseits durch elektronisches Rauschen verursacht. Der Begriff „Rauschen“ bezeichnet Beiträge zum Signal, die durch Zufall

verursacht wurden, und einen Fehler in der gemessenen Strahlenintensität verursachen. Dieser zeigt sich als Standardabweichung der mittleren CT-Werte, die auch als Maßzahl für das Bildrauschen verwendet wird. Das Rauschen nimmt umso mehr zu, je weniger Röntgenquanten im Detektor registriert werden. Letzteres ist der Fall bei hoher Schwächung durch stark absorbierende Objekte, einem niedrigen Röhrenstrom-Scanzeit-Produkt (mAs) und einer geringen kollimierten Schichtdicke. Zusätzliche Einflussfaktoren sind der Faltungskern, die Effizienz des Gesamtsystems, sowie in der Spiral-CT der z-Interpolationsalgorithmus. Es ist zu beachten, dass sich das Rauschen nicht linear, sondern mit der Quadratwurzel der genannten Parameter verändert (siehe Kap. 4.6). Zum Beispiel muss das Röhrenstrom-Scanzeit-Produkt – und damit die Dosis – um den Faktor 4 erhöht werden, um eine Erniedrigung des Bildpunktrauschens um den Faktor 2 zu erzielen. Umgekehrt bewirkt eine Verringerung der kollimierten Schichtdicke um den Faktor 4 bereits eine Erhöhung des Rauschens um den Faktor 2. Es besteht jedoch wie bereits erwähnt die Möglichkeit, dickere Schichten aus den dünnenschichtigen Akquisitionsdaten zu rekonstruieren und so das Bildpunktrauschen zu reduzieren.

Hinsichtlich der Abhängigkeit des Bildrauschens vom Pitchfaktor verhalten sich ein- und mehrzeilige Spiral-CT unterschiedlich. Bei der einzeiligen Spiral-CT ist das Bildrauschen unabhängig vom Pitchfaktor, da die verwendete Anzahl von Messwerten und die Dosis unabhängig von der Vorschubgeschwindigkeit festgelegt sind. Demgegenüber variiert das Bildpunktrauschen je nach Art der z-Filterung bei der mehrzeiligen Spiral-CT stark. Bei Computertomographen des Herstellers Siemens ist das Bildrauschen theoretisch unabhängig vom Pitchfaktor, da mit steigendem Pitch-Wert der Röhrenstrom entsprechend angehoben wird (59).

Die Ausprägung des Bildpunktrauschens ist von wichtiger Bedeutung für die Erkennbarkeit von Strukturen mit niedrigem Kontrast (siehe Kap. 1.3.2.2).

1.3.2.2 Kontrast

Der Kontrast eines Bildes ist definiert als die Differenz der Signalintensität zweier benachbarter Bildpunkte. Bei Projektionsbildern ergibt sich der Kontrast aus der Summe aller Signalbeiträge von Strukturen entlang der Röntgenstrahlen. Bei Schichtbildverfahren wie der

Computertomographie resultiert er hingegen aus der lokalen Zusammensetzung des Gewebes, ohne Einfluss angrenzender oder überlagernder Strukturen. Es können daher prinzipiell beliebig geringe Unterschiede der Dichte oder Zusammensetzung von Geweben mit erkennbarem Kontrast dargestellt werden. Der Kontrast zweier benachbarter Bildareale wird üblicherweise als CT-Zahlendifferenz angegeben (59).

1.3.2.2.1 Kontrastauflösung

Mit Kontrastauflösung bezeichnet man die Erkennbarkeit von Geweben mit niedrigem Kontrast. Meist sind dies Weichteilgewebe, deren Kontrast durch Dichteunterschiede bedingt ist und nur schwach von der Energie der Röntgenstrahlung abhängt. Wie bereits erwähnt, sind Strukturen mit niedrigem Kontrast umso besser erkennbar, je geringer das Bildpunktrauschen ausgeprägt ist. Dieser Einfluss auf die Kontrastauflösung wird mit dem Signal-zu-Rausch-Verhältnis (siehe Kap. 1.3.3.2) beschrieben, das den Quotienten aus CT-Wertunterschied (Kontrast) und Pixelrauschen darstellt. Da sich das Bildpunktrauschen unter anderem verringert, wenn Dosis und kollimierte Schichtdicke zunehmen, werden also gleichzeitig auch Niedrigkontraststrukturen besser differenzierbar (59).

1.3.2.3 Ortsauflösung in der Bildebene

Die Ortsauflösung beschreibt die Feinheit der räumlichen Trennung von Details, über die ein bildgebendes System verfügt. Dabei unterscheidet man zwischen der Auflösung in der x/y-Ebene (= Aufnahmeebene oder Bildebene) und der Auflösung in der z-Ebene (= Körperlängsachsenebene).

Die Ortsauflösung in der x/y-Ebene ist einerseits abhängig von der Gerätegeometrie (also von Fokusgröße, Abtastabstand, Aufnahmegeometrie, Detektorteilung und –apertur), andererseits von dem verwendeten Rekonstruktionsalgorithmus. Letzterer wird auch als Faltungskern bezeichnet und stellt die wichtigste Möglichkeit für den Untersucher dar, die Ortsauflösung in der Bildebene zu beeinflussen. Der Abtastabstand in der x/y- (und in der z-) Ebene kann reduziert werden, wenn die Springfokustechnologie zur Verfügung steht. Weitere Einflussfaktoren auf die Ortsauflösung in x/y-Ebene sind die Bildmatrix und das

Schichtempfindlichkeitsprofil (siehe Kap. 1.3.3.2) (59).

1.3.2.4 Ortsauflösung in der Körperlängsachsebene

Die Auflösung entlang der Körperlängsachse ist abhängig vom Rekonstruktionsinkrement, von der Form des Schichtsensitivitätsprofils, und insbesondere auch von der kollimierten Schichtdicke. Weiterhin kann die z-Auflösung mithilfe des z-Springfokusverfahrens deutlich verbessert werden, wie bereits oben erwähnt wurde (59).

1.3.2.4.1 Schichtsensitivitätsprofil

Schichtsensitivitätsprofile (SSP) geben wieder, mit welchem Signalbeitrag ein unendlich kleines Objekt auf der z-Achse im Bild repräsentiert wird. Die Form des SSP ist wesentlich für die Trennschärfe aufeinander folgender Schichten: bei einem idealen Rechteckprofil tragen nur Strukturen zum Signal bei, die innerhalb einer Schichtdicke liegen. Dies ist annähernd der Fall in der konventionellen CT. Ist das Profil jedoch verbreitert und zeigt Ausläufer – dies ist ein prinzipieller Nachteil der Spiral-CT – werden auch Objekte außerhalb der Schichtdicke im Bild dargestellt. Strukturen mit hohem Kontrast, beispielsweise die Schädelbasis, liefern in diesem Fall störende Teilvolumeneffekte, die Strukturen mit niedrigem Kontrast wie das Hirnparenchym überlagern können (siehe Kap. 1.3.3.4.1) (59).

Ein bemerkenswerter Unterschied bezüglich der Abhängigkeit des SSP vom Pitch besteht zwischen der einzeiligen und der mehrzeiligen Spiral-CT: In der Einschicht-Spiral-CT führt eine Erhöhung des Pitch zu einer Verbreiterung des SSP, und damit zu einer verminderten Trennschärfe zwischen aufeinander folgenden Schichten. Dies kann in der Mehrschicht-CT durch den Einsatz geeigneter Rekonstruktionsalgorithmen verhindert werden, wodurch die Breite des Profils über einen weiten Bereich unabhängig vom Pitchfaktor wird (31).

Die Aufnahmeschicht wird über die Halbwertsbreite des SSP im Drehzentrum, also die volle Breite des Profils bei 50% seines Maximalwertes beschrieben (Full Width at Half Maximum, FWHM). Der FWHM-Wert des Schichtempfindlichkeitsprofils wird als nominelle Schichtdicke bezeichnet. In der sequentiellen Einzelschicht-CT entspricht die nominelle Schichtdicke der

Kollimation des Röntgenstrahls, also der kollimierten Schichtdicke. In der Einschicht-Spiral-CT hängt das Schichtprofil zusätzlich von dem verwendeten z-Interpolationsalgorithmus ab (59).

1.3.3 Einflussfaktoren auf die Bildqualität

In der Computertomographie wird die Bildqualität von verschiedenen Parametern beeinflusst, Dies sind im einzelnen (81)

- **Untersuchungsparameter:** Parameter, die bei der Untersuchungsplanung gewählt und anschließend nicht mehr korrigiert werden können
- **Rekonstruktionsparameter:** Parameter, die bei der Bildrekonstruktion eingesetzt werden und daher nachträglich veränderbar sind, sofern der Rohdatensatz zur Verfügung steht
- **Patientenparameter:** Parameter, die durch den Patienten bestimmt werden und daher vom Untersucher nicht beeinflusst werden können

1.3.3.1 Untersuchungsparameter

Zu den Untersuchungsparametern zählen:

- Schichtkollimation
- Röhrenstrom-Scanzeit-Produkt (mAs-Produkt)
- Röhrenspannung

Schichtkollimation

Die Schichtkollimation in [mm] ist definiert als die primäre Einblendung des Röntgenstrahls. In der MSCT ist sie entsprechend dem Detektordesign variabel, wobei die wählbaren kollimierten Schichtdicken sich durch fokusseitige Kollimierung und detektorseitige elektronische Zusammenfassung ergeben. Die Schichtkollimation dominiert die Ortsauflösung in der

Patientenlängsachse (z-Achse): je geringer die primäre Einblendung, desto höher die Auflösung entlang der z-Achse. Dabei steigt jedoch das Bildpunktrauschen, und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis wird ungünstiger (77, 83). Die Kollimierung des Röntgenstrahls während der Akquisition bestimmt die intrinsische Auflösung des CT-Datensatzes. Die eigentliche Schichtdicke wird bei der Bildrekonstruktion festgelegt, sie kann die kollimierte Schichtdicke jedoch nicht unterschreiten (29).

Röhrenstrom-Zeit-Produkt

Das Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs-Produkt) ist das Produkt aus Strahlenintensität (Röhrenstrom [mA]) und Belichtungszeit (Zeit für eine 360°-Umdrehung der Röntgenröhre in Sekunden). Eine Erhöhung des mAs-Produkts bewirkt zwar eine Verringerung des Bildrauschens und eine höhere Bildqualität, jedoch kommt es gleichzeitig zu einem linearen Anstieg der Patienten- und Detektordosis (41). Die Ortsauflösung wird durch eine Veränderung des Röhrenstrom-Zeit-Produkts nicht beeinflusst (59, 81). Bei Verwendung eines 180° LI Interpolationsalgorithmus (LI = Lineare Interpolation, siehe Kap. 1.3.3.2), der meist bei der einzeiligen Spiral-CT verwendet wird, muss das mAs-Produkt an den Pitch angepasst werden. In der MSCT kann bei Anwendung einer z-Filterung hingegen ein „effektiver“ mAs-Wert gewählt werden, wodurch eine automatische Anpassung des Röhrenstroms an den Pitch erfolgt (31).

Röhrenspannung

Die Röhrenspannung [kV] ist ein Parameter für die Strahlenqualität, der sowohl auf die Dosis, als auch auf die Bildqualität Einfluss nimmt. Bei zunehmender Strahlungsenergie steigt – vorausgesetzt, das mAs-Produkt ist konstant – die Strahlungsleistung der Röntgenröhre an, außerdem erhöht sich die Dosis. Gleichzeitig nimmt die Röntgenschwächung im Patienten bei höherer Strahlenenergie beziehungsweise Röhrenspannung ab, wodurch eine höhere Detektordosis und damit Dosisnutzung bei höheren kV-Werten entsteht. Dabei ist der Anstieg der Dosisnutzung höher als der Anstieg der Röhrenleistung.

Bezüglich der Bildqualität führt eine Verringerung der Röhrenspannung zu einem Anstieg des Bildpunktrauschens, da es zu einer höheren Schwächung der Röntgenstrahlung im Vorfilter

und in den äußeren Fettgewebsschichten des Patienten kommt. Außerdem erhöht sich die Schwächung bzw. der Kontrast von Knochen oder Kontrastmittel, da bei Substanzen höherer Ordnungszahl eine stärkere Energieabhängigkeit der CT-Werte besteht (83).

1.3.3.2 Rekonstruktionsparameter

Zu den Rekonstruktionsparametern gehören:

- Rohdateninterpolation
- z-Filterung
- Rekonstruktionsinkrement
- Faltungskern
- Signal-zu-Rausch-Verhältnis
- Bildmatrix
- Fensterbreite

Rohdateninterpolation

Im Gegensatz zur sequentiellen CT werden bei der Spiral-CT zu Beginn und Ende einer Rotation unterschiedliche Objektbereiche erfasst, wodurch für jedes 360°-Spiralsegment ein inkonsistenter Datensatz entsteht. Die z-Interpolation berechnet für jede gewünschte Bildposition einen planaren, möglichst konsistenten Datensatz aus den Spiraldaten (59). Für die 1-zeilige Spiral-CT wird dabei am häufigsten der 180° LI-Algorithmus verwendet (31). Er interpoliert jeweils nur jene beiden Messwerte, die der gewünschten Bildposition am nächsten liegen (59, 79, 80).

Bei der 2- und 4-zeiligen Spiral-CT wird im einfachsten Fall ein 180° MLI-Algorithmus eingesetzt (M = Anzahl der Aufnahmeschichten, LI = Lineare Interpolation), der ebenfalls nur jene beiden Messwerte interpoliert, die am nächsten vor und nach der gewünschten z-Position liegen (59). Wird bei den Mehrschicht-Geräten eine z-Filterung angewendet, kann zur Schichtrekonstruktion über einen weiteren Datenbereich zugegriffen werden. Bei den in dieser Studie verwendeten 4-Schicht Computertomographen kommt hierbei die sogenannte Adaptive

Axiale Interpolation (AAI) zum Einsatz (87).

Werden mehr als 4 Datenzeilen simultan akquiriert, muss die Divergenz des Strahlenbündels – es hat jetzt die Geometrie eines Kegelstrahls – unbedingt in der Bildrekonstruktion berücksichtigt werden, um schwerwiegende Artefakte zu vermeiden (29). Bei den in dieser Studie verwendeten 16- und 64-Schicht CT-Geräten kam für die Kegelstrahlrekonstruktion ein AMPR-Algorithmus (AMPR = Adaptive Multiplanar Reconstruction) zum Einsatz (87). Er berechnet aus dem dreidimensionalen Volumendatensatz zweidimensionale Schichtebenen, die genau an die spiralförmige Bahn des Röntgenfokus angepasst sind, so dass alle Daten genutzt werden können (24). Nach anschließender Rückprojektion und z-Interpolation erhält man einen Datensatz mit üblicher axialer Orientierung in der x/y-Ebene (56, 94).

z-Filterung

Wie bereits erwähnt, bietet die MSCT auch die Möglichkeit, die effektive Schichtdicke, definiert als das FWHM des Spiral-Schichtsensitivitätsprofils, über die Wahl eines z-Filters festzulegen. Die rekonstruierte effektive Schichtdicke ist unabhängig von der Schichtkollimation bei der Datenakquisition, sie kann diese aber nicht unterschreiten (82). Die gewählte Filterweite W bestimmt die Weite des Datenbereichs, auf den zur Bildrekonstruktion zugegriffen wird. Damit ist die Dateninterpolation nicht mehr nur auf die beiden Messwerte begrenzt, die der gewünschten Bildposition am nächsten liegen, sondern kann über einen größeren Bereich erfolgen. Dies geschieht nach dem Prinzip der gleitenden Mittelung (sliding thin slabs), das die Zusammenfassung beliebig dicker Schichten (slabs) aus dünnenschichtigen Akquisitionsdaten erlaubt, wodurch das Bildpunktrauschen reduziert wird. Die z-Filterung bietet damit die wichtige Möglichkeit, die Ortsauflösung in z-Richtung und das Bildpunktrauschen gegeneinander abzuwägen. Sie hat weiterhin den Vorteil, dass Rauschwerte und das Schichtempfindlichkeitsprofil unabhängig vom Pitch sind (44, 99). Beispiele für z-Filter Algorithmen sind die oben erwähnte Adaptive Axiale Interpolation (AAI), sowie der AMPR-Algorithmus, die beide für Computertomographen der Firma Siemens angewendet werden (31, 87, 94).

Rekonstruktionsinkrement

Das Rekonstruktionsinkrement R/I ist ein für die Spiral-CT spezifischer, frei wählbarer Parameter. Er gibt an, in welchem Abstand CT-Schnittbilder berechnet werden und bestimmt den Grad der Überlappung zwischen den axialen Schichten. Für die Suche nach kleinen Läsionen sollte es kleiner oder gleich dem halben Tischvorschub sein. Dadurch wird eine 50%ige Überlappung der axialen Schichten, und somit eine Verdopplung der z-Abtastung gegenüber der sequentiellen Technik erreicht. Das Rekonstruktionsinkrement hat keinerlei Auswirkung auf die Auflösung in der Bildebene oder das Bildrauschen, jedoch trägt es – neben dem dominanten Einfluss der Schichtkollimation – wesentlich zur optimalen Auflösung in z-Richtung bei (59, 81).

Faltungskern

Der Faltungskern oder Rekonstruktionsalgorithmus beeinflusst die Ortsauflösung und das Bildrauschen einer CT-Aufnahme. Ein glättender Faltungskern vermindert das Rauschen, jedoch auch die Bildschärfe. Ein kantenbetonender Faltungskern verstärkt das Bildrauschen, erhöht aber im Gegenzug die Ortsauflösung. Hochauflösende Faltungskerne werden für Hochkontraststrukturen empfohlen (z.B. Lungenparenchym), glättende Faltungskerne für Niedrigkontraststrukturen (z.B. Leber und Gehirn) (59).

Signal-zu-Rausch-Verhältnis

Unter dem Signal-zu-Rausch-Verhältnis (signal-to-noise ratio, SNR) versteht man den Quotienten aus dem Signal (= Kontrast) und der Standardabweichung der CT-Werte, die dem Signal überlagert ist. Mit anderen Worten: Das Signal-Rausch-Verhältnis ist der Quotient aus CT-Wertunterschied und Pixelrauschen. Das SNR und die Ortsauflösung sind wichtige Parameter für die Erkennbarkeit von Niedrigkontraststrukturen (59).

Bildmatrix

Als Matrix bezeichnet man die zweidimensionale Darstellung eines Bildes in Zeilen und Spalten. Zum Beispiel besteht eine 1024er-Matrix aus 1024 Zeilen und 1024 Spalten, also aus 1.048.576 Bildelementen, auch Pixel (= picture elements) genannt. Die Matrix beeinflusst die Ortsauflösung in der Bildebene: das Bild kann umso feinauflösender dargestellt werden, je größer die Matrix ist (63).

Fensterbreite

Die gewählte Fensterbreite hat Einfluss auf das wahrgenommene Bildrauschen und den sichtbaren Kontrast. Dabei ist das auftretende Grauertrauschen umgekehrt proportional zur Fensterbreite, es wird also um die Hälfte reduziert, wenn die Fensterbreite verdoppelt wird. Bei Wahl eines sehr breiten Fensters erscheint das Bildpunktrauschen weniger störend und es sind große Schwächungsunterschiede (z.B. in Lunge oder Skelett) darstellbar. Bei Einsatz eines engen Fensters erscheint das Bildpunktrauschen zwar störender als bei einem breiten Fenster, dafür sind jedoch auch geringe Grauwertunterschiede (z.B. im Hirngewebe) erkennbar (59, 81).

Patientenassoziierte Parameter

Nicht nur durch die genannten technischen Faktoren, sondern auch durch den Patienten selbst wird die Bildqualität beeinflusst. Bei unkooperativen erwachsenen Patienten oder bei Kindern können Bewegungsartefakte eine Interpretation des Bildes unmöglich machen (siehe Kap. 1.3.3.4.3). Weniger offensichtlich ist der Einfluss der Absorption im Patienten, die sowohl durch den Patientendurchmesser, als auch das Alter bestimmt wird (46, 81). So kann eine Erhöhung des Patientendurchmessers um 4 cm bereits eine Verdoppelung des Dosisbedarfs bei gleichem Bildrauschen bewirken (13, 84). In der thorakalen und abdominalen CT sollte die Untersuchungs-dosis daher an die Konstitution des Patienten angepasst werden (48, 81). In der kranialen CT hingegen ist das Alter des Patienten wesentlich für erforderliche Dosis und Bildqualität (46, 47). Der Kopfumfang und die Dichte des Schädelknochens nehmen während des Heranwachsens zu, und unterscheiden sich deutlich zwischen Kindern und Erwachsenen

(49). Dies führt, sofern die kV- und mAs-Werte konstant sind, bei Erwachsenen zu einer stärkeren Strahlabschwächung und dadurch geringeren Detektordosis, was wiederum einen Anstieg des Bildrauschens bewirkt. Gleichzeitig kommt es zu einer stärkeren Strahlaufhärtung und dadurch zu einem Anstieg der mittleren Photonenenergie, wodurch sich der Bildkontrast verringert (46, 47). Zusammenfassend kommt es bei größeren Patienten also zu einer Erniedrigung des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR), und dadurch zu einer schlechteren Erkennbarkeit von Niedrigkontraststrukturen, wenn die Untersuchungsparameter konstant gehalten werden. Beispielsweise verringert sich das SNR der Hirnuntersuchung eines Jugendlichen im Vergleich zu einem Neugeborenen etwa um den Faktor 2, was eine vierfache Erhöhung des mAs-Wertes notwendig machen würde, um auf den Ausgangswert zurückzukehren. Umgekehrt ist bei Neugeborenen im Vergleich zu Erwachsenen eine Erniedrigung des mAs-Wertes um bis zu 80% möglich, wenn das gleiche SNR erreicht werden soll (46, 47).

Beim Vergleich von CT-Aufnahmen zwischen Erwachsenen ist bemerkenswert, dass Männer im Durchschnitt einen 5% größeren Kopfumfang als Frauen haben, was zu einer höheren durchschnittlichen Strahlabschwächung von etwa 20 HU führt. Im Allgemeinen sind die Variationen des Kopfumfangs bei Erwachsenen jedoch so gering, dass dadurch keine Unterschiede in der subjektiven Bildqualität zu erwarten sind (38, 46).

1.3.3.4 Artefakte

Artefakte stellen eine Abweichung von der Wirklichkeit dar, die künstlich durch das bildgebende System erzeugt wurde (lat.: arte factum). In der Computertomographie lassen sich Artefakte nach ihrer Ursache einteilen in intrinsische (verfahrensbedingte), gerätebedingte, und patientenassoziierte Artefakte (75). Artefakte entstehen durch Inkonsistenzen im akquirierten Datensatz. Die Bildstörungen sind dabei an ihrem unmittelbaren Entstehungsort am stärksten ausgeprägt, können jedoch auch in weiterer Entfernung die Beurteilbarkeit des Bildes erschweren. Typisch für die CT sind Strich- und Streifenartefakte (59).

1.3.3.4.1 Intrinsische Artefakte

Intrinsische (verfahrensbedingte) Artefakte entstehen durch die Eigenschaften der Röntgenstrahlung und der computertomographischen Bildgebung. Zu ihnen zählen Strahlaufhärtingsartefakte und Teilvolumenartefakte.

Strahlaufhärtung

Strahlaufhärtingsartefakte sind dadurch bedingt, dass die Röntgenröhre keine monochromatische Röntgenstrahlung erzeugt, sondern ein breites polychromatisches Spektrum an Quantenenergien. Beim Durchgang durch den Körper wird der niederenergetische Anteil stärker absorbiert und geschwächt als der hochenergetische, und es resultiert die sogenannte Strahlaufhärtung (36, 72, 90). So können beispielsweise knöcherne Strukturen der hinteren Schädelgrube zu einer Abschwächung der niedrigenergetischen Strahlung führen, wodurch die mittlere Energie des Strahlenspektrums ansteigt. Hierdurch entstehen verfälschte bzw. zu niedrige CT-Schwächungswerte, die im Bild als dunkle (hypodense) Zonen imponieren. Typischerweise entsteht eine solche hypodense Zone zwischen den Felsenbeinen („Hounsfield-Balken“, siehe Abb. 4) (55, 75). Auch „apikale Artefakte“, die zu höheren Schwächungswerten der kranialen Hirnanteile führen, sind durch Strahlaufhärtung bedingt (siehe Abb. 5) (18, 75). Im Gegensatz zu Teilvolumenartefakten lassen sich Strahlaufhärtingsartefakte durch dünnere Schichten nicht reduzieren (72, 90). Es gibt nur wenige Möglichkeiten zur Korrektur, wie zum Beispiel die Verwendung von höherenergetischer Strahlung und Kupfer-Vorfiltern, die den niedrigenergetischen Anteil der Strahlung herausfiltern. Weiterhin können spezielle Korrekturalgorithmen verwendet werden, wie der spezifisch für die hintere Schädelgrube entwickelte PFO (Posterior Fossa Optimization)-Algorithmus oder auch der VAR (Volume Artifact Reduction)-Algorithmus, der dickere Schichten aus dünn kollimierten Rohdaten berechnet (18, 87).



◀ **Abb. 4, 5:** ▶
Artefakte durch Strahlaufhärtung. Links: Der „Hounsfield-Balken“ zwischen den Felsenbeinen. Rechts: Erhöhte CT-Werte des apikalen Hirnparenchyms, simuliert an einem Schädel-Phantom.



[Abb. 4 aus Kalender 2006: Computertomographie. Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Mit freundlicher Genehmigung von Publicis Publishing Books. Abb. 5. aus Di Chiro et al. 1978]

Teilvolumenartefakte

Teilvolumenartefakte können durch Objekte hervorgerufen werden, deren Volumen dasjenige eines Volumenelements unterschreitet. Für jedes Volumenelement wird ein integraler Dichtewert gemessen, der als Grundlage zur Berechnung des Grauwerts im entsprechenden Bildelement dient. Bei der Bildberechnung wird also eine konstante Abschwächung des Röntgenstrahls innerhalb einer transversalen Schicht angenommen. Gibt es in einem Voxel beziehungsweise einer Schicht nun Strukturen stark unterschiedlicher Schwächungswerte, oder ragt eine Struktur mit unterschiedlicher Dichte teilweise in eine Schicht hinein, so wird sie anteilig zu einem mittleren Dichtewert verrechnet (12, 36, 75). In diesem Fall ist der Logarithmus der integrierten Strahlintensität, die vom Detektor gemessen wird, keine lineare Funktion der integrierten Schwächungswerte. Diese Nichtlinearität verursacht einen inkonsistenten Datensatz, der wiederum zu sogenannten nichtlinearen Teilvolumenartefakten führen kann (36). Sie sind am stärksten bei Objekten ausgeprägt, deren Form oder Position in z-Richtung variiert (116), imponieren meist als helle und dunkle Streifen und werden zum Beispiel durch die knöchernen Unebenheiten der Schädelbasis hervorgerufen (siehe Abb. 6) (12, 36, 75). Im Gegensatz zu Strahlaufhärtungsartefakten sind Teilvolumenartefakte nur durch die Wahl einer geringeren Schichtdicke bzw. eine feinere Abtastung in z-Richtung reduzierbar (36). Verstärkt werden sie hingegen, wenn das Schichtempfindlichkeitsprofil verbreitert und /

oder verschliffen ist, wie es in der Spiral-CT der Fall ist. Teilvolumenartefakte können sowohl in z-Richtung, als auch in der Bildebene auftreten. In letzterem Fall nennt man sie auch Abtastartefakte (aliasing artifacts, siehe Kap. 1.3.3.4.2). Diese treten vorrangig an Grenzflächen mit sehr hohem Kontrast auf, zum Beispiel bei Metallen (59).



◀ **Abb. 6:** *Kraniales CT mit deutlichen Teilvolumenartefakten. Die akute Blutung in der rechten Kleinhirnhemisphäre ist durch die Signalüberlagerung schlechter erkennbar.*

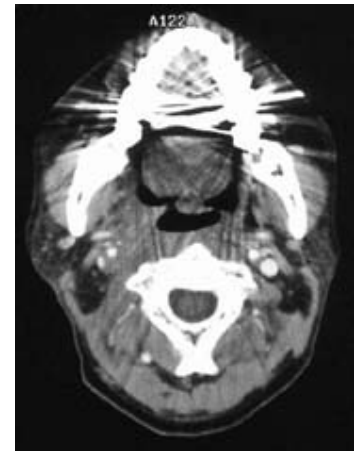


Abb. 7: ▶ *Metallartefakte durch Zahnprothesen.*

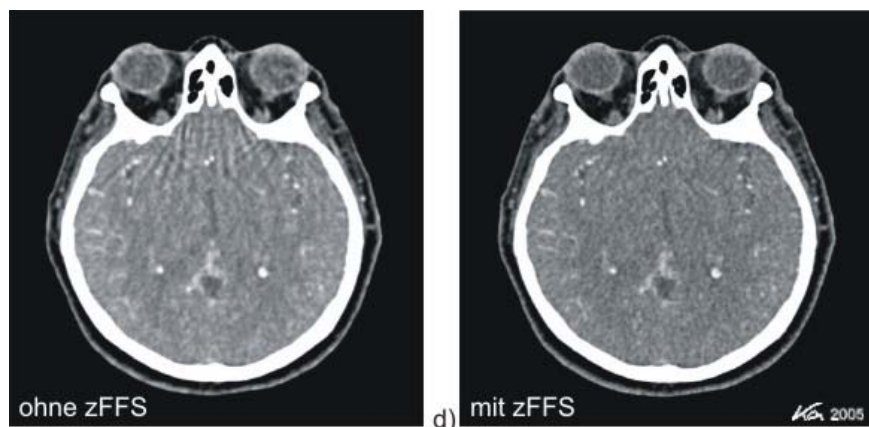
[Abb. 6 aus www.emedicine.com, Abb. 7 aus der Website des Dept. of Diagnostic Radiology and Organ Imaging, CUHK]

Artefakte in der Spiral-CT

In der Spiral-CT entstehen so genannte Spiralartefakte, wenn die z-Interpolation bei ungenügend feiner z-Abtastung durchgeführt wird (65). Dies führt zu Inkonsistenzen im akquirierten Datensatz und ist typischerweise bei anatomischen Strukturen der Fall, die eine plötzliche Änderung der Attenuation, der Form, oder der Position in z-Richtung aufweisen (59, 31, 117). Insbesondere im Bereich der unregelmäßig strukturierten Schädelbasis stellen Spiralartefakte ein häufiges Problem für die Bildinterpretation dar, aber auch im Bereich des Schädeldachs können sie zu Bildstörungen führen (5, 65, 116, 117). Spiralartefakte ändern ihre Orientierung mit der z-Position, da durch die kontinuierliche Rotation der Röntgenröhre unterschiedliche Projektionswinkel bei aufeinander folgenden Bildern entstehen. Sie zeigen sich beim Durchfahren eines Datensatzes in z-Richtung beispielsweise als rotierende hyper- und hypodense, windmühlenartige Ausläufer, woher auch der Name „Windmühlen-Artefakte“

resultiert (siehe Abb. 8) (31). Eine Reduktion von Spiralartefakten ist neben einer Erniedrigung des Pitch auch durch eine dünnere Kollimation und eine feinere Abtastung in z-Richtung möglich, da hierdurch die Dateninkonsistenzen im Interpolationsprozess reduziert werden (31, 99, 117). Spiralartefakte werden in 3D und MPR-Darstellungen als sogenannte „Stufenartefakte“ sichtbar, und können auch hier die Bildinterpretation erschweren (59).

Da Spiralartefakte auf Teilvolumeneffekte zurückzuführen sind, werden sie in dieser Arbeit im Folgenden als Teilvolumenartefakte bezeichnet (65, 117).



▲ **Abb. 8:** Eine Möglichkeit, Spiralartefakte zu reduzieren, bietet das sogenannte z-Springfokusverfahren (z-Flying Focal Spot, zFFS), das zu einer Verdoppelung der Abtastung in z-Richtung führt.

[Abb. aus Kalender 2006: Computertomographie. Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Mit freundlicher Genehmigung von Publicis Publishing Books]

1.3.3.4.2 Gerätebedingte Artefakte

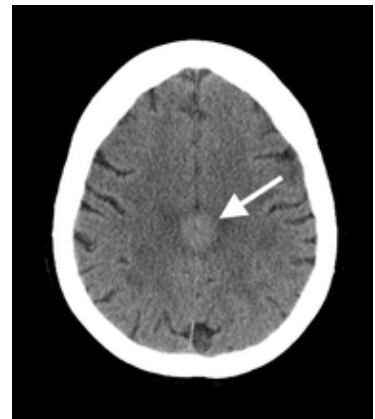
Gerätebedingte Artefakte können zum einen durch eine falsche Kalibrierung, zum anderen durch Abtastfehler (*aliasing*) bedingt sein.

Falsche Kalibrierung

Die Genauigkeit der CT-Zahlen und damit die Bildqualität hängt davon ab, wie genau die Messungen eines Computertomographen sind. Bei falscher Kalibrierung des Geräts können Streifen- oder Ringartefakte entstehen, sowie hyperattenuierende kreisförmige Artefakte, die leicht mit einem pathologischen Befund zu verwechseln sind (siehe Abb. 10) (15). Ringartefakte treten typischerweise bei CT-Geräten der dritten Generation auf, deren Detektoren nicht richtig kalibriert oder teilweise defekt sind (75).



◀ **Abb. 9, 10:** ▶
*Artefakte durch falsche
Kalibrierung oder
defekte Detektoren.
Links: Ringartefakt.
Rechts:
Hyperattenuierender
kreisförmiger Artefakt.*



[Abb. 9 aus der Website des Dept. of Diagnostic Radiology and Organ Imaging, CUHK, Abb. 10 aus Cody et al. 2005]

Aliasing

Mit *aliasing* bezeichnet man eine Signalüberlagerung, die durch Verletzung des Abtasttheorems entsteht. Das Abtasttheorem besagt, dass im abzutastenden Objekt nur Ortsfrequenzen vorkommen dürfen, die kleiner als die Nyquist-Frequenz, also die halbe Abtastfrequenz, sind. Treten höhere Ortsfrequenzen auf – beispielsweise an scharfen Knochenkanten – werden diese als niedrigere Frequenzen interpretiert, obwohl es sich eigentlich um andere beziehungsweise höhere Frequenzen handelt (daher die Bezeichnung „aliasing“). Dadurch entstehen Abtastartefakte, die im Bild als feine Streifen- oder

Netzartefakte sichtbar werden (siehe Abb. 11). Um aliasing zu verhindern, muss die Abtastrate in der Bildebene auf mindestens zwei Messpunkte pro Auflösungselement erhöht werden (59). Dies kann mittels Detektorviertelversatz (11) oder Anwendung eines Springfokus in Fächerrichtung erreicht werden. Wie bereits erwähnt, sind alle in dieser Studie verwendeten Computertomographen mit einem Springfokus in Fächerrichtung ausgestattet.

Abb. 11: ►
*Aliasing-Effekte
imponieren als feine
streifen- oder netzförmige
Artefakte (Aufnahme eines
Schädel-Phantoms aus dem
Jahr 1979).*



[Abb. aus Brooks et al. 1979]

1.3.3.4.3 Bewegungsartefakte

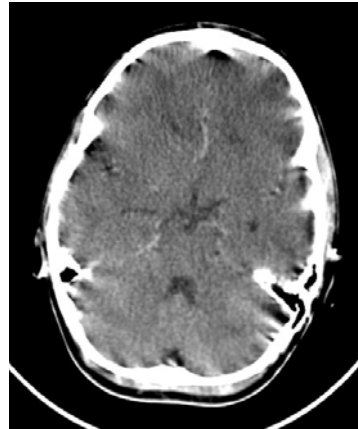
Eine Bewegung des Patienten führt zu einem inkonsistenten Datensatz, und dadurch zu einer mehr oder weniger auffälligen Bildstörung. Dies ist eine Folge der Bildrekonstruktion in der CT, in der jedes Detail zu jedem Bildpunkt beiträgt. Normalerweise können unerwünschte Signalbeiträge außerhalb des eigentlichen Bildpunktes durch die sogenannte Faltung, einen signalausgleichenden Rechenschritt, ausgelöscht werden. Dies ist aber nur möglich, wenn sich das Objekt während der Aufnahme nicht bewegt hat, wenn also die Projektionsdaten aus unterschiedlichen Richtungen konsistent die gleiche Objektfunktion $O(x,y,z)$ beschreiben. Seitwärts- oder Rotationsbewegungen innerhalb der Schichtebene können daher zu bandförmigen schwarzen und weißen Artefakten führen (59) (siehe Abb. 12). Bewegung in z-Richtung führt dazu, dass die untersuchte Struktur teilweise ausserhalb der Schichtebene liegt und die resultierenden Bilder nicht interpretierbar sind (75). In der Spiral-CT werden die Auswirkungen der Tischbewegung durch die z-Interpolation kompensiert (59). Durch immer

kürzere Untersuchungszeiten konnten Bewegungsartefakte in den letzten Jahren stark reduziert werden.

Abb. 12: ►

Bewegungsartefakte in einem kranialen Computertomogramm.

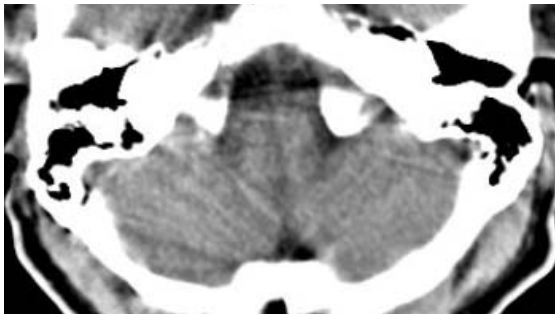
[Abb. aus Kalender 2006: Computertomographie. Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Mit freundlicher Genehmigung von Publicis Publishing Books]



1.3.3.4.4 Typische Artefakte in der CT des Schädels

Artefakte der hinteren Schädelgrube

Die Streifenartefakte in der hinteren Schädelgrube befinden sich hauptsächlich zwischen den Felsenbeinen, um die Mastoidregion, und im Bereich der protuberantia occipitalis interna (siehe Abb. 13). So ist der Hounsfield-Balken ein Phänomen, das seit den Anfängen der Computertomographie bekannt, und vor allem durch Strahlaufhärtung bedingt ist (3, 54, 72, 90). Weiterhin sind Teilvolumeneffekte für den hypodensen Streifen zwischen den Felsenbeinen verantwortlich (36, 59). Auch die für die kraniale CT typischen Artefakte in der Mastoidregion und im Bereich der protuberantia occipitalis interna sind im Wesentlichen durch Teilvolumeneffekte bedingt (72, 90). Die beste Bildqualität speziell für die hintere Schädelgrube bietet eine Kollimation, die 1,25 mm nicht überschreitet und mit einem niedrigen Pitch kombiniert wird (31).



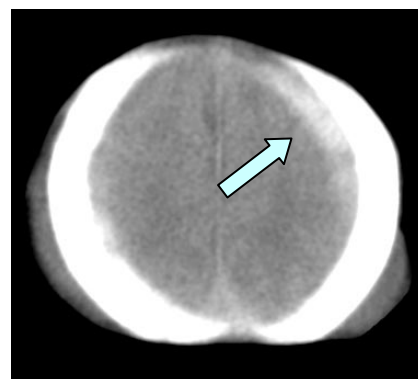
◄ **Abb. 13:** Die Streifenartefakte der hinteren Schädelgrube sind eine klassische Limitation der kranialen CT. Die infratentoriellen Strukturen Kleinhirn, Pons und Medulla oblongata sind dadurch nur eingeschränkt beurteilbar.

[Abbildungsausschnitt aus Kalender 2006: Computertomographie. Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Mit freundlicher Genehmigung von Publicis Publishing Books]

Supratentorielle Artefakte

Nahe des Schädeldachs kann in CT-Aufnahmen häufig eine Anhebung der Schwächungswerte des Hirnparenchyms beobachtet werden. Diese „apikalen Artefakte“ werden durch Strahlaufhärtung hervorgerufen, die durch den großen Knochenanteil in dieser Aufnahmeebene entsteht (siehe Abb. 5) (18). Außerdem können entlang der Knochen-Gewebe-Grenze bandförmige Zonen erhöhter Schwächungswerte, sogenannte Kegelartefakte, auftreten, die bei der Bildansicht je nach Position der Röntgenröhre rotieren. Sie entstehen durch Teilvolumenartefakte, die durch die steil abfallende Schädelkalotte verursacht werden (5, 116) (siehe Abb. 14). Weiterhin können auch in der supratentoriellen Region streifige Teilvolumenartefakte durch inhomogene Knochenstrukturen entstehen.

Abb. 14: ► Kegelartefakt. Die CT-Aufnahme zeigt den Schädel eines Neugeborenen, an dessen innerem Kalottenrand ein deutlicher hyperdenser Streifen zu sehen ist (Schichtdicke 10 mm, Pitch 1).



[Abb. aus Wilting 1999]

1.4 Besonderheiten der kranialen CT

Im Vergleich zu anderen Untersuchungsregionen stellt die Beurteilung des Hirngewebes in der CT in mancher Hinsicht eine besondere Herausforderung dar. Das Hirnparenchym weist geringere Kontraste auf als zum Beispiel das Lungenparenchym, und die Grenzen zerebraler Strukturen sind weniger eindeutig als diejenigen abdomineller Organe. So besteht zwischen Kortex und Marklager nur ein relativ geringer Schwächungsunterschied von etwa 10 Hounsfield-Einheiten. Jedoch ist nicht nur die Beurteilung der normalen Anatomie durch geringe Kontraste erschwert, sondern auch die Diagnostik von pathologischen Prozessen, insbesondere von zerebralen Ischämien. Während die gesunde graue Substanz eine Schwächung von ungefähr 36 HE aufweist, muss bereits ab 34 HE eine akute Ischämie, und ab 32 HE ein manifester Hirninfarkt vermutet werden (100). Die Hypoattenuation von ischämischem Hirnparenchym ist also initial eher subtil, und eine zuverlässige Blickdiagnose ist schwierig (7, 37, 58, 89, 103, 107, 108, 111, 112). Hinzu kommt, dass Artefakte zu einer Signalüberlagerung und dadurch Maskierung des Ischämieareals (und anderer Pathologien) führen können, was die Aussagefähigkeit der CT insbesondere in der Nähe der hinteren Schädelgrube einschränken kann (siehe Kap. 1.5).

1.5 Klinische Bedeutung der kranialen CT

Die Erfindung der Computertomographie revolutionierte schon bald nach ihrer Einführung die bildgebende Diagnostik neurologischer Erkrankungen (6, 71). Obwohl der MRT bezüglich der Kontrastdarstellung des Hirngewebes unterlegen (10), hat sich die CT mittlerweile als schnelles, weit verbreitetes und relativ kostengünstiges Verfahren vor allem in der Notfalldiagnostik zerebraler Erkrankungen etabliert. Hier ist sie aufgrund ihrer hohen Sensitivität für intrakranielle Blutungen nach Schädel-Hirn-Trauma und bei akuten zerebralen oder zerebellären Blutungen die Untersuchungsmethode der Wahl (34, 35, 67, 73, 109, 113). Bei akuten Ischämien ist die native CT zwar weniger sensitiv für Infarktfrühzeichen als die MRT, dennoch wird sie aufgrund der meist kürzeren Untersuchungszeiten und des leichteren Monitorings der Patienten auch hier für eine initiale Beurteilung bevorzugt angewendet (34). Wird Kontrastmittel verwendet, sind in der Schlaganfallsdiagnostik mittels CT-Perfusion nicht mehr nur bildmorphologische, sondern auch physiologische Parameter, beispielsweise das

zerebrale Blutvolumen und die Gewebepерmeabilität erfassbar (68).

Auch die CT-Angiographie als nichtinvasives Verfahren hat mit der Entwicklung der Mehrschicht-CT an Bedeutung gewonnen (22), und wird bei der Detektion intrakranieller Aneurysmen von manchen Autoren bereits mit der digitalen Subtraktionsangiographie gleichgesetzt (39, 78). Ein weiteres wichtiges Anwendungsgebiet ist die Onkologie, wo die kraniale CT unter anderem für Screening-Untersuchungen und zur therapeutischen Verlaufskontrolle intrakranieller Tumoren verwendet wird.

Wie bereits mehrfach erwähnt, besteht eine klassische, deutliche Limitation der kranialen Computertomographie in der Darstellung von Strukturen und Läsionen, die in der Nähe der hinteren Schädelgrube liegen. Insbesondere im Kleinhirn und Hirnstamm kommt es durch die enge topographische Beziehung zwischen Knochen und Weichteilen zu Signalüberlagerungen, die im ungünstigsten Fall die Erkennung einer frischen Ischämie oder eines manifesten Infarktes verhindern könnten. Die bevorzugte Untersuchungsmethode für diese Regionen ist daher eher die Magnetresonanztomographie, die jedoch die oben erwähnten Nachteile mit sich bringt, und darüber hinaus in vielen Einrichtungen nachts und am Wochenende nicht immer zur Verfügung steht.

Eine Verringerung von Artefakten der hinteren Schädelgrube kann mittels einer höheren axialen Auflösung erreicht werden (53). Dies könnte die diagnostische Aussagekraft der kranialen Computertomographie erweitern, und ihre Zuverlässigkeit bei der Erkennung von Pathologien wie infratentoriellen Hirninfarkten, Raumforderungen und Basilaristhrombosen erhöhen. Moderne Computertomographen mit mehreren Detektorzeilen bieten die Möglichkeit, Untersuchungen auch in der täglichen Routine mit einer zunehmend dünneren Kollimation durchzuführen. Ein Vorteil höherzeiliger CT-Geräte müsste also die Reduktion von Artefakten der hinteren Schädelgrube sein.

1.6 Zielsetzung der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, die Bildqualität nativer kranialer Computertomographien zu evaluieren, die mit 1-, 4-, 16-, und 64-zeiligen Computertomographen erstellt wurden. Dazu wurden 100 native, nichtpathologische kraniale CT-Aufnahmen sowohl im Hinblick auf Artefakte in der hinteren Schädelgrube, als auch in

Bezug auf supratentorielle Artefakte, die Darstellung zerebraler Strukturen und die allgemeine Bildqualität untersucht. Für die hintere Schädelgrube wurde dabei ein helikaler Akquisitionsmodus gewählt, und die Kollimation der Mehrschicht-Geräte mit zunehmender Schichtanzahl reduziert.

2 Material und Methoden

2.1 Auswahl der Patienten und Studiendesign

Von Juli bis Oktober 2004 wurden zunächst prospektiv 25 konsekutive Patienten in die Studie eingeschlossen, bei denen eine Indikation für ein kraniales Computertomogramm bestand. Alle Patienten wurden an einem 64-Schicht Computertomographen untersucht. Als Einschlusskriterien wurden ein Alter von über 18 Jahren und die Indikation und Überweisung für eine computertomographische Darstellung des Gehirns ohne Kontrastmittel festgelegt.

Von der Studie ausgeschlossen wurden Patienten, die einen pathologischen Befund in der CT aufwiesen (z.B. Blutungen, Raumforderungen, schwere Atrophie), oder aufgrund einer unzureichenden Compliance bei der CT-Untersuchung nicht vollständig kooperieren konnten. Um Bewegungs- oder Metallartefakte als Confounder auszuschließen, wurden weiterhin keine Untersuchungen aufgenommen, welche deutliche Bewegungsartefakte oder Artefakte durch metallische Implantate aufwiesen. Ausgeschlossene Patientenaufnahmen wurden durch eine adäquate konsekutive CT-Untersuchung ersetzt.

Die an dem 64-Schicht Computertomographen untersuchten Patienten wurden nach Geschlecht und Alter in Gruppen geordnet, wobei die Altersgruppen in Dekaden eingeteilt waren. Diesen 25 Patienten wurden dann von Oktober 2004 an retrospektiv 75 Patienten zugeordnet, von denen 25 an 1-Schicht, 25 an 4-Schicht und 25 an 16-Schicht Computertomographen untersucht worden waren. Hierfür wurden archivierte kraniale CT-Untersuchungen chronologisch rückwärts nach Patienten durchsucht, die in Alter und Geschlecht zu der prospektiv ermittelten Patientengruppe passten, und die zudem die Ein- und Ausschlusskriterien erfüllten. Auf diese Weise konnten 100 Patienten in die Studie aufgenommen werden, von denen je 25 an den vier verschiedenen Computertomographen untersucht worden waren.

Die Bilder aller 100 Patienten wurden von einem aus zwei Radiologen bestehenden Konsensgremium auf die oben genannten Ein- und Ausschlusskriterien geprüft. Diese beiden Radiologen beteiligten sich nicht an der späteren Auswertung der CT-Aufnahmen. Insgesamt wurden 64 Männer (16 pro Gruppe) und 36 Frauen (9 pro Gruppe) in die Studie aufgenommen. Die Unterschiede in der Verteilung bezüglich Alter und Geschlecht waren

zwischen den einzelnen Gruppen nicht signifikant. Die Tabellen 1a-c fassen die demographischen Daten der Patienten, die an den jeweiligen Computertomographen untersucht wurden, zusammen.

Tabelle 1a: Durchschnittsalter und Geschlecht der untersuchten Patienten (*S* = Anzahl der Schichten)

Anzahl der Patienten	Männer	Frauen
100	64	36
Alter in Jahren	53.7 +/- 15.6	65.1 +/- 10.9
S 1	53.0 +/- 15.6	66.0 +/- 11.7
S 4	53.5 +/- 14.9	64.1 +/- 11.2
S 16	53.5 +/- 15.6	65.0 +/- 11.4
S 64	55.0 +/- 15.1	65.3 +/- 11.2

Tabelle 1b: Weibliche Patienten – Charakteristika der verschiedenen Patientengruppen (*S* = Anzahl der Schichten)

Weibliche Patienten	S 1	S 4	S 16	S 64
Gruppe 1 (50 - 59 Jahre)				
Anzahl	3	3	3	3
Alter in Jahren	53.7 +/- 4.0	53.3 +/- 3.2	53.3 +/- 4.0	56 +/- 2.7
Gruppe 2 (60 - 69 Jahre)				
Anzahl	3	3	3	3
Alter in Jahren	65.0 +/-	61.67 +/-	63.0 +/-	60.7 +/-
Gruppe 3 (70 - 79 Jahre)				
Anzahl	2	2	2	2
Alter in Jahren	76.5 +/- 2.1	74.5 +/- 6.3	77.5 +/- 2.1	76.0 +/- 2.8
Gruppe 4 (80 - 89 Jahre)				
Anzahl	1	1	1	1
Alter in Jahren	85	83	81	86

Tabelle 1c: Männliche Patienten – Charakteristika der verschiedenen Patientengruppen (S = Anzahl der Schichten)

Männliche Patienten	S 1	S 4	S 16	S 64
Gruppe 1 (20 - 29 Jahre)				
Anzahl	1	1	1	1
Alter in Jahren	21	23	24	26
Gruppe 2 (30- 39 Jahre)				
Anzahl	3	3	3	3
Alter in Jahren	35.0 +/- 3.6	37.3 +/- 1.2	35.0 +/- 3.6	37.3 +/- 1.5
Gruppe 3 (40 - 49 Jahre)				
Anzahl	2	2	2	2
Alter in Jahren	47.0 +/- 1.4	44.0 +/- 5.7	46.0 +/- 4.2	46.5 +/- 3.5
Gruppe 4 (50 - 59 Jahre)				
Anzahl	3	3	3	3
Alter in Jahren	52.0 +/- 2.0	55.7 +/- 2.5	53.7 +/- 3.8	56.7 +/- 1.5
Gruppe 5 (60 - 69 Jahre)				
Anzahl	5	5	5	5
Alter in Jahren	65.2 +/- 3.6	64.2 +/- 4.0	65.6 +/- 3.6	65.6 +/- 3.4
Gruppe 6 (70 - 79 Jahre)				
Anzahl	2	2	2	2
Alter in Jahren	72.5 +/- 0.7	72.5 +/- 2.1	73.0 +/- 1.4	75.5 +/- 0.7

2.2 Verwendete Materialien

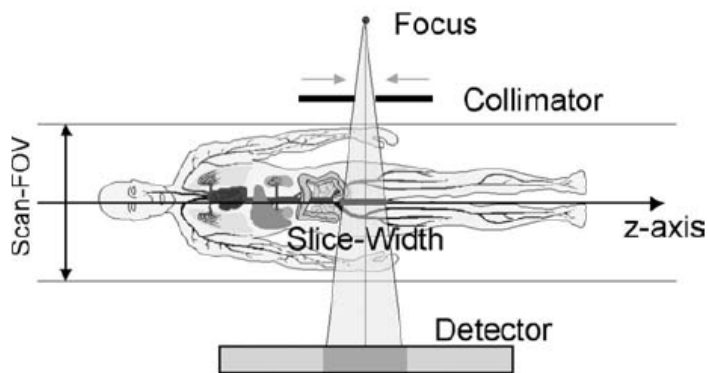
2.2.1 Computertomographen

Sämtliche Untersuchungen wurden an Computertomographen der Firma Siemens durchgeführt (Siemens Medical Solutions, Forchheim, Deutschland). Hierbei kamen 1-, 4-, 16- und 64-Schicht Computertomographen zum Einsatz (1-Schicht: Somatom Plus 4; 4-Schicht: Somatom Volume Zoom und Somatom Sensation 4; 16-Schicht: Somatom Sensation 16; 64-Schicht: Somatom Sensation 64). Der Detektor des verwendeten 1-zeiligen Geräts besteht aus 768 Elementen, die einen einreihigen Detektorbogen bilden. Die Detektorengeometrie des 4-Schicht-Computertomographen basiert auf dem Prinzip der "Adaptive-Array-Technologie" mit anisotropen Detektorenarrays. Hier sind nur die beiden inneren Detektorzeilen fein unterteilt, nach außen hin steigt ihre Breite in Längsrichtung, was zu einer Verringerung des Totraums und maximaler geometrischer Effizienz führt. Die Detektorengeometrie des 16- und des 64-Schicht-Computertomographen stellt eine Kombination aus zwei isotropen Arrays dar, die auch "Hybrid Array" genannt wird (siehe Abb. 17 & 18). Die im folgenden genannten

Breiten aller Detektorenreihen sind virtuell und beziehen sich auf das Drehzentrum, wo auch die Breite einer Schicht üblicherweise gemessen wird. Entsprechend der geometrischen Vergrößerung ist der eigentliche Detektor etwa zweimal so breit (28).

2.2.1.1 Somatom Plus 4 – Einschicht-Computertomograph

Der verwendete 1-zeilige Computertomograph hat 768 Detektorelemente im Detektorbogen und bietet eine Auswahl von sechs Schichtdicken zwischen 1 und 10 mm. In der klinischen Anwendung werden meist Schichten von 1 mm, 2 mm, 3 mm, 5 mm, 8 mm oder 10 mm gewählt. Die Aufnahmen in dieser Studie wurden im infratentoriellen Bereich mit einer Kollimation von 2 mm, und im supratentoriellen Bereich mit einer Kollimation von 8 mm durchgeführt.

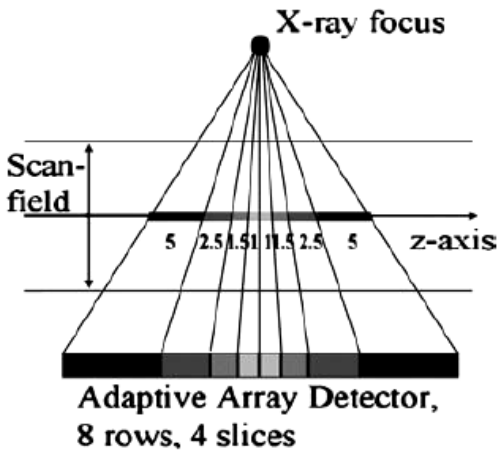


◀ **Abb. 15:** Datenakquisition mit einem einzeiligen Detektor. Durch fokussierte Kollimierung können verschiedene Schichtdicken eingestellt werden. FOV = field of view.

[Abb. aus Flohr 2005a]

2.2.1.2 Somatom Sensation 4 – Vierschicht-Computertomograph

Der verwendete 4-Schicht Computertomograph besitzt einen achtreihigen, anisotrop aufgebauten Adaptive-Array-Detektor (siehe Abb. 16). Die beiden innersten Reihen haben eine Breite von 1 mm, die nach außen daran angrenzenden jeweils eine Breite von 1,5 mm, 2,5 mm und 5 mm. Damit sind folgende Kollimationen möglich: 2 x 0,5 mm, 4 x 1 mm, 4 x 2,5 mm, 4 x 5 mm, 2 x 8 mm und 2 x 10 mm. Die in dieser Studie gewählte Kollimation betrug 4 x 2,5 mm.

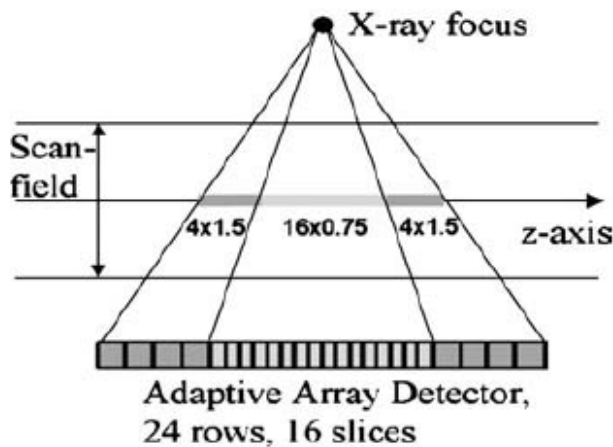


◀ **Abb. 16:** Adaptive-Array-Detektor der verwendeten 4-Schicht Computertomographen (Somatom Sensation 4, Siemens, Forchheim). Bei Adaptive Array Detektoren ergeben sich die Schichtdicken durch fokusseitige Kollimierung und detektorseitige Zusammenschaltung.

[Abb. aus Flohr 2005b]

2.2.1.3 Somatom Sensation 16 – 16-Schicht-CT

Das verwendete 16-Schicht CT-Gerät hat einen 24-reihigen Hybrid-Detektor mit zwei isotropen Bereichen. Dessen innere 16 Detektorenreihen sind mit 0,75 mm fein unterteilt, die äußeren Reihen besitzen eine Breite von 1,5 mm. Es können 16 Schichten mit einer Kollimation von $16 \times 0,75$ mm oder $16 \times 1,5$ mm simultan akquiriert werden (siehe Abb. 17). Im Rahmen dieser Studie wurde eine Kollimation von $16 \times 1,5$ mm verwendet.

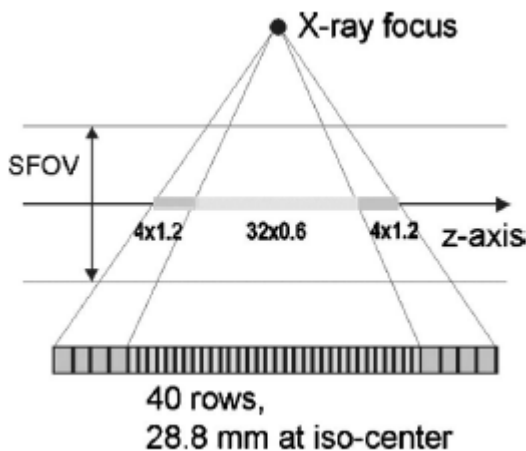


◀ **Abb. 17:** Adaptive-Array-Detektor des verwendeten 16-Schicht Computertomographen (Somatom Sensation 16, Siemens, Forchheim). Hiermit lassen sich die Kollimationen $16 \times 0,75$ oder $16 \times 1,5$ mm realisieren.

[Abb. aus Flohr 2005b]

2.2.1.4 Somatom Sensation 64 – 64-Schicht-CT

Der verwendete 64-Schicht Computertomograph schließlich besitzt einen 40-reihigen Hybrid-Detektor (siehe Abb. 18). Die 32 zentralen Reihen haben eine Breite von 0,6 mm, an sie schließen sich auf beiden Seiten je vier Detektorenreihen mit einer Breite von 1,2 mm an. Mit diesem Detektordesign kann eine Kollimation von $24 \times 1,2$ mm oder $32 \times 0,6$ mm gewählt werden. Letztere entspricht auch der in dieser Studie verwendeten Kollimation. Durch den z-Springfokus werden pro Rotation maximal 64 überlappende Schichten à 0,6 mm akquiriert, das Abtastmuster entspricht also einem Detektor mit einer Kollimation von $64 \times 0,3$ mm.



◀ **Abb. 18:** Hybrides 40-zeiliges Detektorarray, das mit z-Springfokus und einer Kollimation von $32 \times 0,6$ mm eine 64-Schicht-Akquisition erlaubt (Siemens Somatom Sensation 64).

[Abb. aus Flohr 2005c]

2.2.2 PACS-Konsole

Die Datenauswertung erfolgte an einer Picture Archiving and Communication System (PACS) Konsole (Magic View 1000, Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland).

2.3 Untersuchungsparameter

Alle Untersuchungen wurden mit Untersuchungsprotokollen der klinischen Routine durchgeführt. Tabelle 2 fasst die Untersuchungsparameter der verschiedenen Geräte zusammen:

Tabelle 2: Untersuchungsprotokolle der verschiedenen Computertomographen
(S = Anzahl der Schichten)

Parameter	S 1	S 4	S 16	S 64
kV	120	120	120	120
mAs	180● / 360*	300	290	410
Schichtdicke	4.0● / 8.0 mm*	5.0 mm	5.0 mm	5.0 mm
Kollimation	2.0● / 8.0 mm*	4 x 2.5 mm	16 x 1.5 mm	32 x 0.6 mm
Rotationszeit	1.5 sec	0.75 sec	1.0 sec	1.0 sec
Tischvorschub / Rotation	2.0 mm	6.5 mm	13.2 mm	16.32 mm
Pitch	1	0.65	0.55	0.85
Rekonstruktionsinkrement	2.0 mm	5.0 mm	5.0 mm	5.0 mm
Field of View	Ca. 200 mm	Ca. 200 mm	Ca. 200 mm	Ca. 200 mm
Kernel	AH30	H20s smooth	H20s smooth	H31s smooth

• Angaben für die hintere Schädelgrube und die Schädelbasis, * Angaben für das übrige Neurokranium

2.4 Aufnahmeposition, Datenakquisition, Bilddarstellung

Mit Ausnahme des 1-zeiligen Gerätes wurden sämtliche Daten als Spirale akquiriert und aus dem Spiraldatensatz rekonstruiert. Bei dem 1-Schicht Gerät wurde für die supratentoriellen Strukturen ein sequentieller Akquisitionsmodus gewählt, die infratentorielle Region wurde im Spiralmodus akquiriert. Zudem waren drei der vier verwendeten Geräte mit einem Algorithmus zur Artefaktreduktion im Bereich der Schädelbasis ausgestattet (Somatom Plus 4: Volume Artifact Reduction / VAR; Somatom Sensation 16 und 64: Posterior Fossa Optimization / PFO). Die Aufnahmen an den 1- und 4-Schicht Computertomographen erfolgten parallel zur Schädelbasis, die Bilder an den 16- und 64-Schicht Computertomographen wurden ohne Kippung der Gantry akquiriert. Die Auswertung erfolgte bei allen Bildern in einer standardisierten axialen Schichtführung. Die Fensterbreite und -lage betrugen bei allen Untersuchungen 80 bzw. 35 Hounsfield-Einheiten. Die Bildmatrix bestand durchgehend aus 512 x 512 Bildpunkten, das field of view (FOV) war etwa 200 mm groß.

2.5 Datenauswertung

Die Beurteilung der Bilder erfolgte durch drei geblindete radiologische Fachärzte. Ihnen wurden sämtliche Informationen vorenthalten, welche Angaben zu Namen und demographischen Daten der Patienten, sowie zu den verwendeten Computertomographen und den Akquisitionsparametern enthielten. Die Auswertungen erfolgten voneinander unabhängig und getrennt, und die Reihenfolge der Bilder wurde für jeden Auswerter randomisiert. Zwei Auswerter waren Fachärzte für Radiologie mit der Zusatzbezeichnung Neuroradiologie. Der dritte Auswerter war ein Facharzt für Radiologie mit langjähriger Erfahrung im Bereich der Computertomographie.

Zur Bewertung der Bilder wurde ein standardisierter Fragebogen mit einer 5-Punkte-Ordinalskala verwendet (siehe Kap. 2.7 bzw. Anhang). Nacheinander wurden folgende 10 Parameter und Strukturen beurteilt: 1. Allgemeine Bildqualität, 2. Supratentorielle Artefakte, 3. Artefakte der hinteren Schädelgrube, 4. Darstellung der Medulla oblongata, 5. Abgrenzbarkeit des Pons, 6. Darstellung des Mittelhirns, 7. Darstellung des Kleinhirns, 8. Abgrenzbarkeit des Temporallappens, 9. Abgrenzbarkeit der Basalganglien und 10. Differenzierbarkeit der kortikalen grauen gegenüber der weißen Marklager-Substanz.

Eine optimale allgemeine Bildqualität entsprach hierbei einer 5, eine sehr schlechte allgemeine Bildqualität, die eine Bildinterpretation beeinträchtigte, entsprach hingegen einer 1. Waren keine supratentoriellen Artefakte oder Artefakte in der hinteren Schädelgrube vorhanden, wurde das jeweils mit einer 5 bewertet. Waren hingegen sehr viele supratentorielle Artefakte oder Artefakte in der hinteren Schädelgrube vorhanden, so entsprach dies jeweils einer 1. Was die Darstellung der zerebralen Strukturen Medulla oblongata, Pons, Mittelhirn, Temporallappen und Basalganglien betrifft, wurde eine sehr gute Darstellung der gesamten Struktur mit einer 5, und eine gänzlich fehlende Darstellung mit einer 1 bewertet. Die Differenzierbarkeit der kortikalen grauen Substanz gegenüber der weißen Substanz des Marklagers schließlich wurde in gleichem Sinn beurteilt: Waren diese beiden Strukturen sehr gut voneinander abgrenzbar, wurde dies mit einer 5 vermerkt, wenn eine Differenzierung jedoch unmöglich war, entsprach dies einer 1. Die Bewertungen und ihre jeweilige Bedeutung sind in Tabelle 3 zusammengefasst.

Tabelle 3: Bewertungen der CT-Geräte und ihre Bedeutung

Parameter	5 Punkte	4 Punkte	3 Punkte	2 Punkte	1 Punkt
Allgemeine Bildqualität	sehr gut	Gut	mäßig	Schlecht	sehr schlecht
Supratentorielle Artefakte	keine	wenige	mäßig viele	Viele	sehr viele
Artefakte der hinteren Schädelgrube	keine	wenige	mäßig viele	Viele	sehr viele
Darstellung Medulla oblongata	sehr gut	Gut	mäßig	Schlecht	sehr schlecht
Darstellung des Pons	sehr gut	Gut	mäßig	schlecht	sehr schlecht
Darstellung des Mittelhirns	sehr gut	Gut	mäßig	schlecht	sehr schlecht
Darstellung des Kleinhirns	sehr gut	Gut	mäßig	schlecht	sehr schlecht
Darstellung des Temporallappens	sehr gut	Gut	mäßig	schlecht	sehr schlecht
Abgrenzbarkeit der Basalganglien	sehr gut	Gut	mäßig	schlecht	sehr schlecht
Differenzierbarkeit von grauer vs. weiße Substanz	sehr gut	Gut	mäßig	schlecht	sehr schlecht

2.6 Statistische Auswertung

Der Vergleich der Bewertungen der vier verschiedenen Computertomographen, die von den drei geblindeten Auswertern mit Hilfe einer 5-Punkte Ordinalskala jeweils hinsichtlich der allgemeinen Bildqualität, des Artefaktvorkommens und der Abgrenzbarkeit verschiedener zerebraler Strukturen beurteilt wurden, erfolgte in einem zweistufigen Prozess.

In der ersten Stufe wurde (trotz des ordinalen Charakters der Daten) eine Durchschnittsnote für jedes CT-Gerät errechnet, um eine erste Orientierung zu erhalten. Dazu wurde eine Mittelung der jeweiligen Bewertungen der drei Auswerter durchgeführt. Anschließend wurde ein parameterfreier Kruskal-Wallis Rang F-test verwendet, um die Null-Hypothese zu prüfen, welche besagte, dass die mittlere Rangzahl der vier Computertomographen identisch war. Ein Vorteil des nichtparametrischen Charakters des Kruskal-Wallis Tests liegt darin, dass für die Daten keine Annahmen zur Verteilung gemacht werden müssen. Auch erlaubt der eher konservative Charakter dieses Tests, die anatomischen Strukturen und Bildparameter auf diejenigen einzugrenzen, welche wahrscheinlich wahre Unterschiede zwischen den

Computertomographen aufweisen. Diese erste Stufe wurde dazu verwendet, diejenigen Parameter zu ermitteln, welche sich zwischen den vier verschiedenen Computertomographen als signifikant erwiesen.

In der zweiten Stufe wurden diese signifikanten Unterschiede genauer untersucht, diesmal unter Verwendung eines Proportional Odds Multinomial Regressionsmodells für ordinale Daten. Den einzelnen Auswertern entsprechend wurden alle Bewertungen jedes Falles in Anpassung an das Modell verwendet, wobei eine generalisierte Schätzfunktion (generalized estimated equation, GEE) dazu diente, alle Standardfehler der Korrelationen zu korrigieren, welche zwischen den Bewertungen der verschiedenen Auswerter für den gleichen Fall bestanden. Der entscheidende Vorteil des Proportional Odds Modells ist die Tatsache, dass es erlaubt, den ordinalen Charakter der Daten auszunutzen. Hierbei werden kumulative Logits der Wahrscheinlichkeit einer Antwort geformt, während eine Anpassung an erklärende Variablen erfolgt. Es wird die Annahme getroffen, dass der Einfluss von erklärenden Variablen, in diesem Fall der technischen Eigenschaften des Computertomographen oder des verwendeten Untersuchungsprotokolles, unabhängig vom Schwellenwert des kumulativen Logits ist. Beim Vergleich des CT-Gerätes A mit dem CT-Gerät B zum Beispiel gleicht die Odds Ratio, bestehend aus der Wahrscheinlichkeit einer Note 5 und der Wahrscheinlichkeit einer Note kleiner als 5, der Odds Ratio aus der Wahrscheinlichkeit einer Note größer oder gleich 3 und der Wahrscheinlichkeit einer Note kleiner als 3.

Die Null-Hypothese der Gleichwertigkeit der Parameterschätzungen zwischen den vier verschiedenen Computertomographen nach dem Proportional Odds Modell wurde anhand eines Punktetests mit 3 Freiheitsgraden bewertet, der sich aus der generalisierten Schätzfunktion ergab. Darüber hinaus wurden die Odds Ratios und 95% Konfidenzintervalle für jeden paarweisen Vergleich von CT-Geräten und Untersuchungsprotokollen berechnet und angegeben.

2.7 Anhang

Im Anhang sind die statistisch erhobenen Odds Ratios für die untersuchten Regionen tabellarisch zusammengefasst. Sie sind für jeden paarweisen Vergleich der Computer-

tomographen mit 95% Konfidenzintervallen und p- Werten aufgeführt. Weiterhin findet sich im Anhang ein Muster des Fragebogens, der in der vorliegenden Arbeit verwendet wurde.

3 Ergebnisse

Die Tabellen 6-8 fassen die Ergebnisse der Odds Ratios (OR) mit einem 95% Konfidenzintervall (obere und untere Begrenzung) und die Irrtumswahrscheinlichkeiten für die Vergleiche der jeweiligen Computertomographen für jeden paarweisen Vergleich zusammen (siehe Anhang). Die durchschnittlichen Punktzahlen für jedes Gerät (Mittelwerte \bar{a}) hinsichtlich der untersuchten Strukturen und Parameter sind in Tabelle 5 aufgelistet, einen Überblick der Ergebnisse gibt Tabelle 4. In den Graphen der nachfolgenden Kapitel sind signifikante Unterschiede mit einem Stern (*) gekennzeichnet. Für die Diagramme der Odds Ratios dient das 1-Schicht Gerät als Referenz.

Tabelle 4: Ergebnisse für den paarweisen Vergleich der verschiedenen Computertomographen (HSG = Hintere Schädelgrube, S = Anzahl der Schichten)

Allgemeine Bildqualität	S 64	>	A 16	=	S 4	>	S 1
Reduktion supratentorieller Artefakte	S 64	>	A 16	=	S 4	>>	S 1
Reduktion der HSG-Artefakte	S 64	>	A 16	>>	S 4	=	S 1
Kleinhirn	S 64	>	A 16	>	S 4	=	S 1
Pons	S 64	>	A 16	>>	S 4	=	S 1
Medulla oblongata	S 64	>	A 16	>>	S 4	=	S 1
Temporallappen	S 64	>	A 16	=	S 4	=	S 1
Mittelhirn	S 64	=	A 16	=	S 4	=	S 1
Basalganglien	S 64	=	A 16	<	S 4	=	S 1
Grau-weiß Differenzierbarkeit	S 64	>	A 16	<	S 4	=	S 1

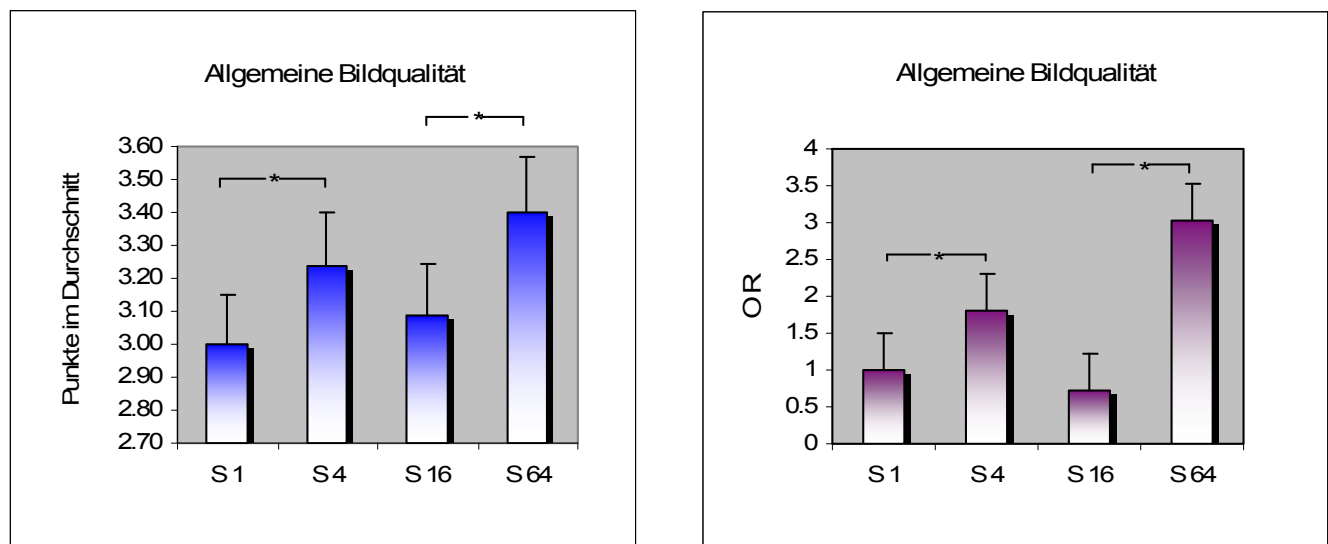
>> p < 0.001	> p < 0.05	= p > 0.05
--------------	------------	------------

Tabelle 5: Errechnete Mittelwerte (\bar{a}) der Bewertungen für die verschiedenen Computertomographen (S = Anzahl der Schichten)

Parameter	S 1	S 4	S 16	S 64
Allgemeine Bildqualität	3.00	3.24	3.09	3.40
Supratentorielle Artefakte	3.41	3.75	3.63	3.89
Artefakte der hinteren Schädelgrube	2.52	2.40	3.09	3.49
Darstellung der Medulla oblongata	2.00	1.99	2.51	2.93
Darstellung des Pons	2.43	2.31	2.67	2.99
Darstellung des Mittelhirns	3.12	3.21	3.09	3.17
Darstellung des Kleinhirns	2.51	2.61	2.88	3.24
Darstellung des Temporallappens	2.36	2.60	2.88	3.23
Abgrenzbarkeit der Basalganglien	3.24	3.11	2.75	2.73
Differenzierbarkeit von grauer vs. weiße Substanz	3.59	3.63	2.95	3.25

3.1 Allgemeine Bildqualität

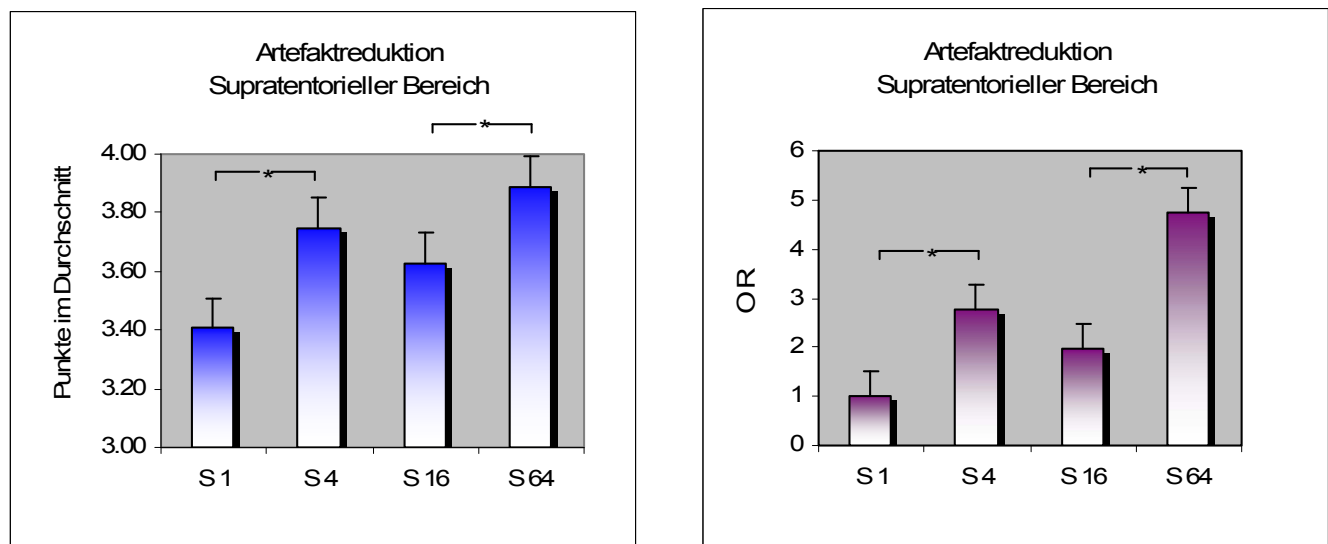
Die allgemeine Bildqualität war signifikant besser für das 4-Schicht-Gerät gegenüber dem 1-Schicht-Gerät ($p < 0.05$, OR 1.81), sowie im 64-Schicht- im Vergleich zum 16-Schicht-Computertomographen ($p < 0.05$, OR 2.30). Keine signifikanten Unterschiede in der allgemeinen Bildqualität ergab jedoch der 16-Schicht Computertomograph im Vergleich mit dem 4-Schicht Computertomographen ($p > 0.05$, OR 0.73). Abb. 19 veranschaulicht die durchschnittlich erreichte Punktzahl und die Odds Ratios der verschiedenen Computertomographen hinsichtlich der allgemeinen Bildqualität. Das 64-Schicht Gerät erhielt die durchschnittlich beste Bewertung ($\bar{a} = 3.40$), gefolgt von dem 4-Schicht Gerät ($\bar{a} = 3.24$) und dem 16-Schicht Computertomographen ($\bar{a} = 3.09$). Die schlechteste allgemeine Bildqualität wies der 1-zeilige Computertomograph auf ($\bar{a} = 3.00$).



▲ **Abb. 19** : Links: Darstellung der durchschnittlich erreichten Punktzahlen der verschiedenen Computertomographen. Rechts: Odds Ratios für jeden paarweisen Vergleich (S1 = Referenz).

3.2 Supratentorielle Artefakte

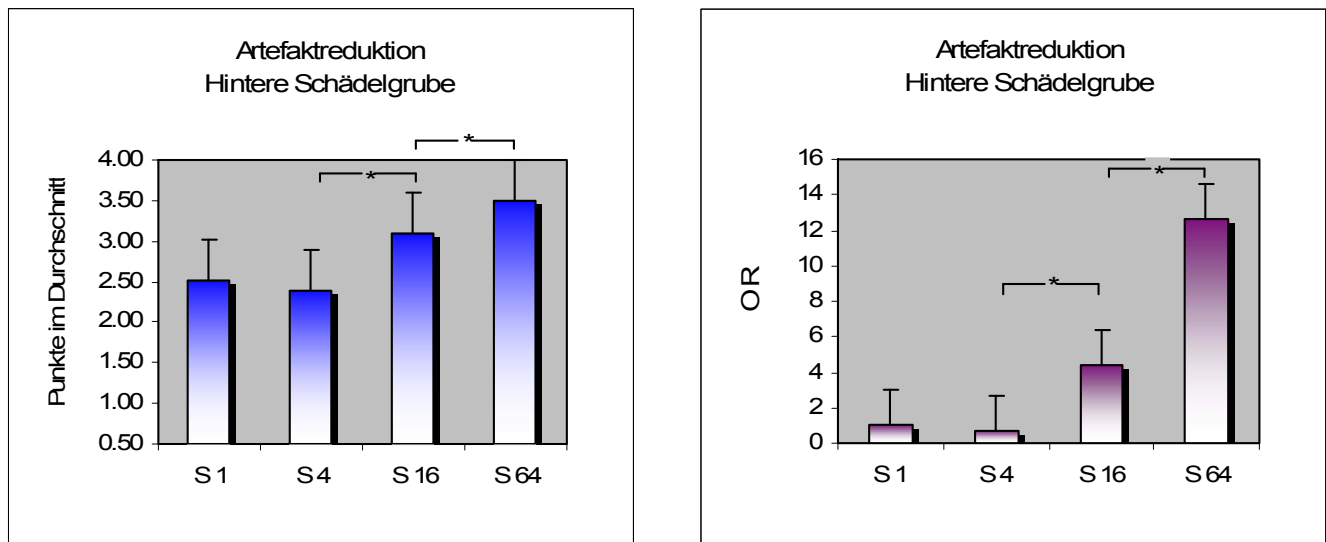
Supratentorielle Artefakte waren signifikant reduziert in der 4-Schicht- verglichen mit der 1-Schicht-Computertomographie ($p = 0.0005$, OR 2.79), ebenso im 64-Schicht gegenüber dem 16-Schicht Gerät ($p < 0.05$, OR 2.41). Keine signifikante Reduktion supratentorieller Artefakte ergab sich dagegen zwischen dem 16-Schicht-CT und dem 4-Schicht-Gerät ($p > 0.05$, OR 0.71). Die Mittelwerte und Odds Ratios der verschiedenen Computertomographen bezüglich der Artefaktreduktion im supratentoriellen Bereich sind in Abb. 20 dargestellt. Das 64-Schicht Gerät zeigte die durchschnittlich stärkste Reduktion von supratentoriellen Artefakten ($\bar{a} = 3.89$), gefolgt von dem 4-Schicht ($\bar{a} = 3.75$) und dem 16-Schicht Computertomographen ($\bar{a} = 3.63$). Die meisten supratentorielle Artefakte zeigten sich bei dem 1-zeiligen Gerät ($\bar{a} = 3.41$).



▲ **Abb. 20** : Links: Darstellung der durchschnittlich erreichten Punktzahlen der verschiedenen Computertomographen. Rechts: Odds Ratios für jeden paarweisen Vergleich (S 1 = Referenz).

3.3 Artefakte der hinteren Schädelgrube

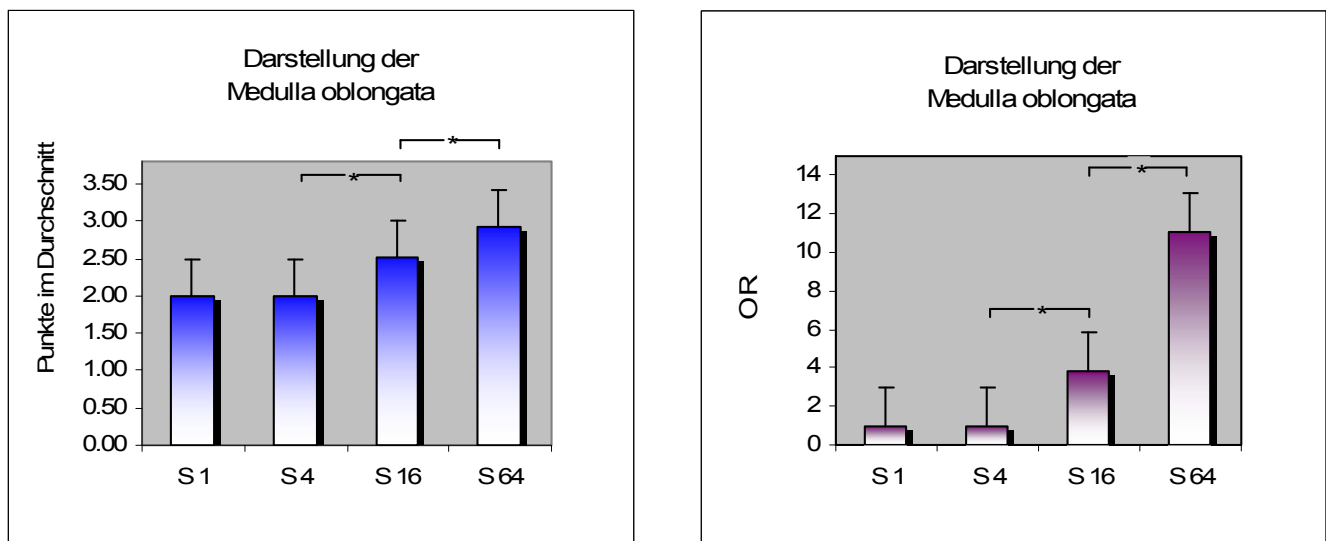
Artefakte in der hinteren Schädelgrube waren bei dem 16-Schicht-Computertomographen signifikant gegenüber dem 4-Schicht-Gerät reduziert ($p < 0.0001$, OR 6.48), ebenso ergab sich eine signifikante Artefaktreduktion in diesem Bereich im 64-Schicht- im Vergleich mit dem 16-Schicht-Computertomographen ($p < 0.01$, OR 2.90). Hingegen gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen dem 4-Schicht Computertomographen und dem 1-zeiligen Gerät ($p > 0.05$, OR 0.67). In Abb. 21 sind die durchschnittlichen Bewertungen der verschiedenen Computertomographen und die Odds Ratios hinsichtlich der Artefaktreduktion in der hinteren Schädelgrube wiedergegeben. Die stärkste Artefaktverminderung in diesem Bereich war mit dem 64-Schicht Gerät zu verzeichnen ($\bar{a} = 3.49$), gefolgt von dem 16-Schicht Gerät ($\bar{a} = 3.09$) und dem 1-Schicht Computertomographen ($\bar{a} = 2.52$). Am meisten Artefakte wies der 4-Schicht Computertomograph auf ($\bar{a} = 2.40$).



▲ **Abb. 21** : Links: Darstellung der durchschnittlich erreichten Punktzahlen der verschiedenen Computertomographen. Rechts: Odds Ratios für jeden paarweisen Vergleich (S 1 = Referenz).

3.4 Medulla oblongata

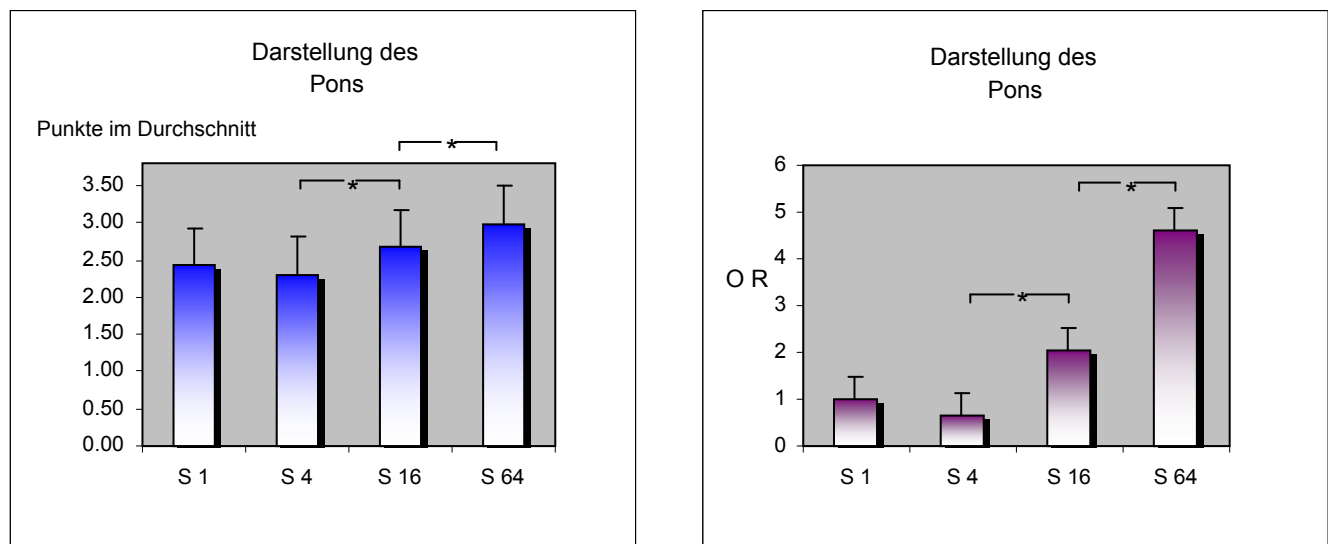
Die Medulla oblongata konnte signifikant besser dargestellt werden mit dem 64-Schicht im Vergleich zum 16-Schicht Computertomographen ($p < 0.01$, OR 2.89), und mit dem 16-Schicht im Vergleich zu dem 4-zeiligen Computertomographen ($p < 0.0005$, OR 4.01). Zwischen dem 4-Schicht-Gerät und dem 1-Schicht-Gerät gab es keine signifikanten Unterschiede ($p > 0.05$, OR 0.96). Die durchschnittlichen Bewertungen und Odds Ratios der jeweiligen Computertomographen sind in Abb. 22 veranschaulicht. Die beste Darstellung der Medulla oblongata zeigte sich bei dem 64-Schicht Computertomographen ($\bar{a} = 2.93$), das 16-Schicht Gerät erreichte die zweitbeste Bewertung ($\bar{a} = 2.51$). Bei dem 4-Schicht Gerät war die Darstellung im Vergleich zu dem 1-zeiligen Gerät minimal reduziert ($\bar{a} = 1.99$ vs. 2.00).



▲ **Abb. 22:** Links: Darstellung der durchschnittlich erreichten Punktzahlen der verschiedenen Computertomographen. Rechts: Odds Ratios für jeden paarweisen Vergleich (S1 = Referenz).

3.5 Pons

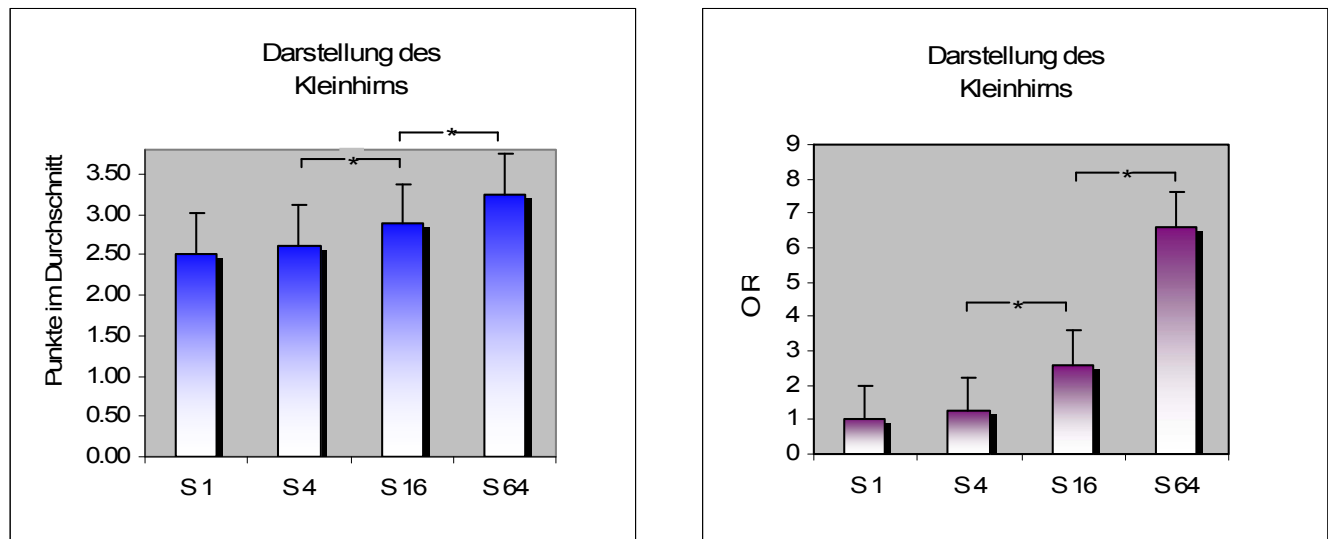
Auch der Pons konnte signifikant besser dargestellt werden mit dem 64-Schicht im Vergleich zum 16-Schicht Computertomographen ($p < 0.05$, OR 2.26), und mit dem 16-Schicht im Vergleich zu dem 4-Schicht Computertomographen ($p < 0.001$, OR 3.18), wohingegen sich erneut keine signifikanten Unterschiede zwischen dem 4-Schicht-Gerät und dem 1-Schicht-Gerät erkennen ließen ($p > 0.05$, OR 0.64). Abb. 23 zeigt die entsprechenden durchschnittlichen Punktwerte und die Odds Ratios der verschiedenen Computertomographen. Die höchste Punktzahl erreichte das 64-Schicht Gerät ($\bar{a} = 2.99$), die zweitbeste Bewertung erhielt der 16-Schicht Computertomograph ($\bar{a} = 2.67$). Das 1-zeilige Gerät wurde in der Darstellung des Pons besser bewertet als das 4-Schicht Gerät ($\bar{a} = 2.43$ vs. 2.31).



▲ **Abb. 23** : Links: Darstellung der durchschnittlich erreichten Punktzahlen der verschiedenen Computertomographen. Rechts: Odds Ratios für jeden paarweisen Vergleich (S 1 = Referenz).

3.6 Kleinhirn

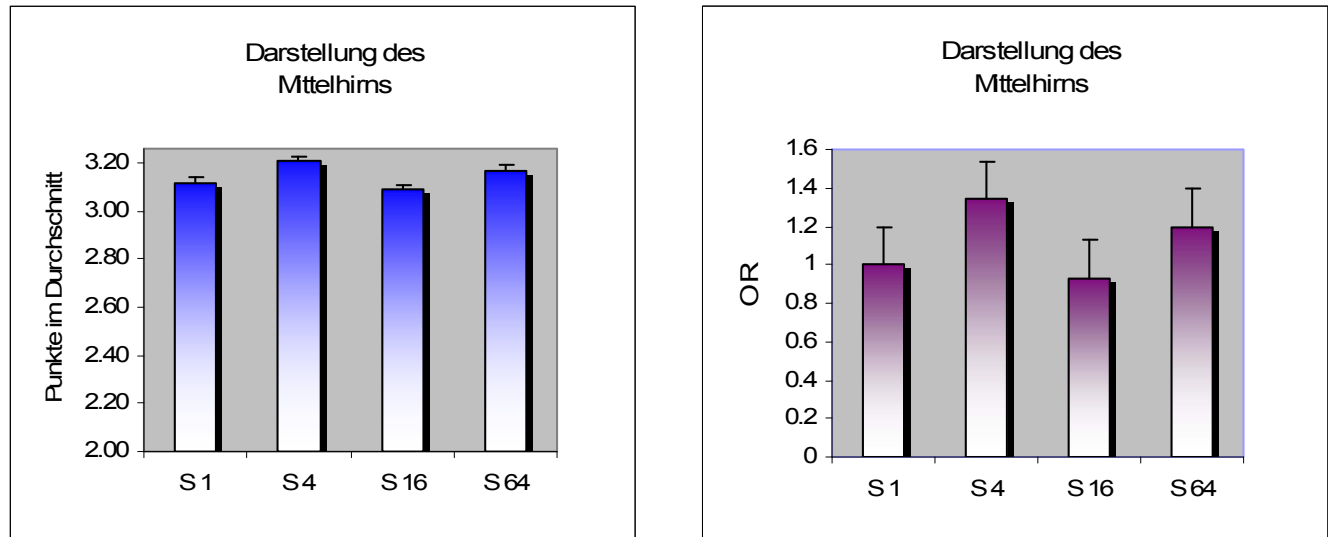
Das Kleinhirn war signifikant besser darstellbar mit dem 64-Schicht im Vergleich zum 16-Schicht Computertomographen ($p < 0.05$, OR 2.54), und mit dem 16-Schicht im Vergleich zu dem 4-Schicht Computertomographen ($p < 0.05$, OR 2.09). Es bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den 4- und 1-Schicht-Computertomographen ($p > 0.05$, OR 1.25). Die durchschnittlich erreichten Punktwerte und die Odds Ratios für die einzelnen Geräte sind in Abb. 24 dargestellt. Die beste Darstellung des Kleinhirns gelang mit dem 64-Schicht Computertomographen ($\bar{a} = 3.24$), gefolgt von den 16- und 4-Schicht Geräten ($\bar{a} = 2.88$ vs. 2.61). Am schlechtesten darstellbar war das Kleinhirn mit dem 1-zeiligen Computertomographen ($\bar{a} = 2.51$).



▲ **Abb. 24** : Links: Darstellung der durchschnittlich erreichten Punktzahlen der verschiedenen Computertomographen. Rechts: Odds Ratios für jeden paarweisen Vergleich (S1 = Referenz).

3.7 Mittelhirn

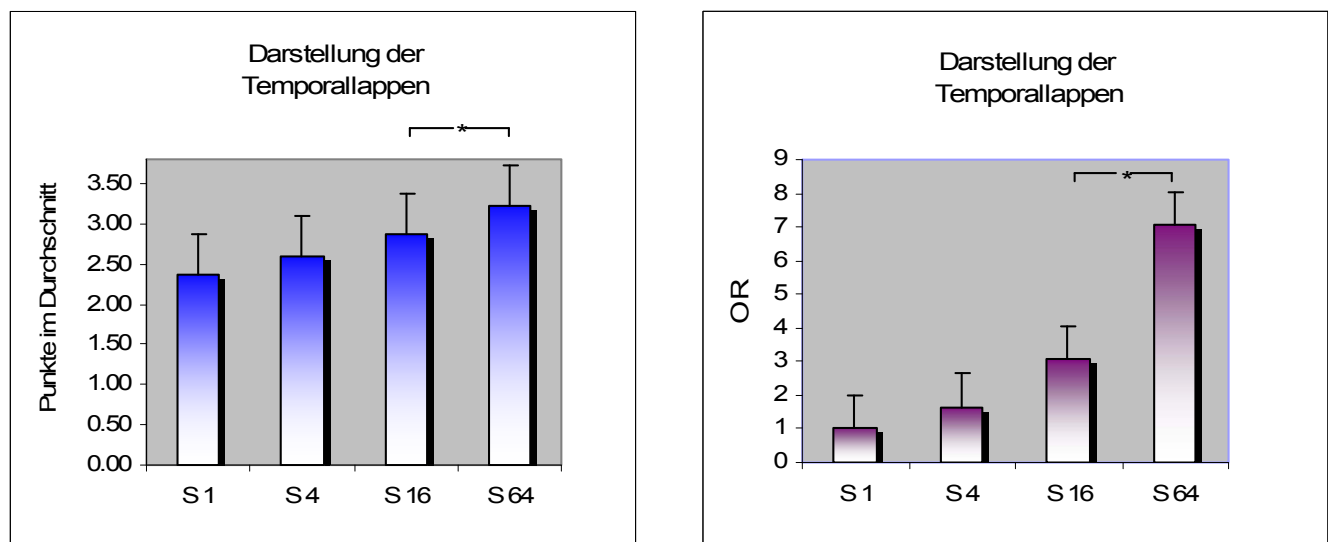
Es ließen sich keine signifikanten Unterschiede in der Darstellung des Mittelhirns feststellen ($p > 0.05$, OR für den 64-Schicht im Vergleich zum 16-Schicht Computertomographen 1.29, OR für den 16-Schicht im Vergleich zum 4-Schicht Computertomographen 0.69, OR für das 4-Schicht im Vergleich zum 1-zeiligen Computertomographen 1.34). Abb. 25 veranschaulicht die durchschnittlichen Punktwerte und die Odds Ratios der verschiedenen Geräte. Demnach war das Mittelhirn am besten mit dem 4-Schicht Gerät darstellbar ($\bar{a} = 3.21$), gefolgt von dem 64-Schicht Computertomographen ($\bar{a} = 3.17$), sowie dem 1-zeiligen ($\bar{a} = 3.12$) und dem 16-Schicht Gerät ($\bar{a} = 3.09$).



▲ **Abb. 25** : Links: Darstellung der durchschnittlich erreichten Punktzahlen der verschiedenen Computertomographen. Rechts: Odds Ratios für jeden paarweisen Vergleich (S1 = Referenz).

3.8 Temporallappen

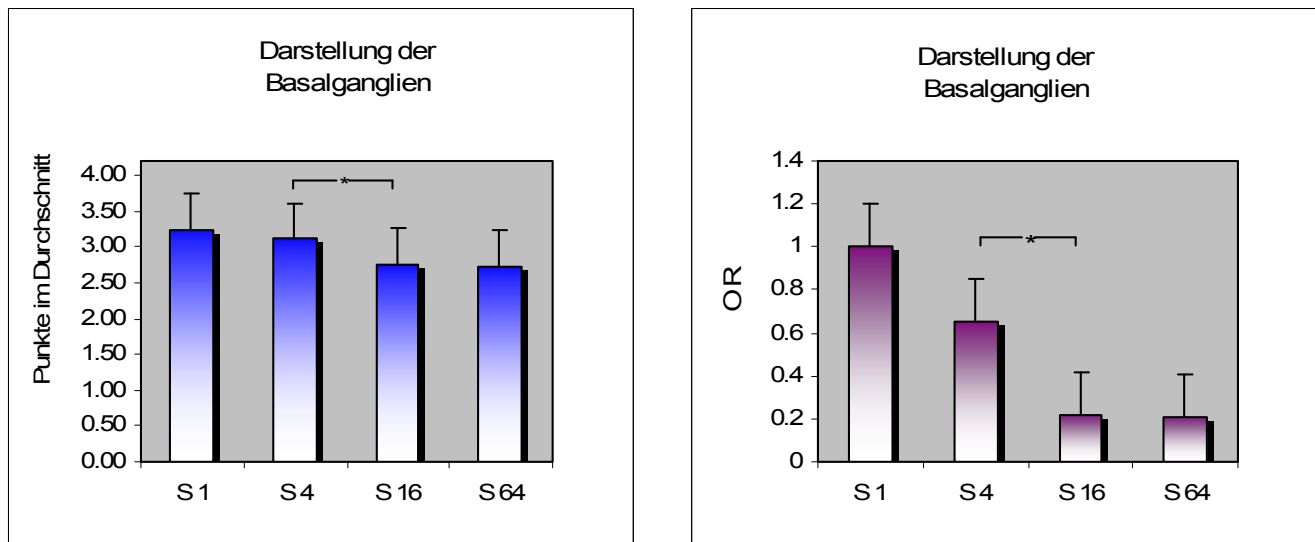
Die Temporallappen waren signifikant besser darstellbar im 64-Schicht im Vergleich zum 16-Schicht-Gerät ($p < 0.05$, OR 2.29), jedoch bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den 16- und 4-Schicht ($p > 0.05$, OR 1.87), sowie den 4-Schicht und 1-Zeilen Computertomographen ($p > 0.05$, OR 1.64). Die durchschnittlichen Bewertungen und die Odds Ratios für den paarweisen Vergleich der CT-Geräte sind in Abb. 26 wiedergegeben. Am besten darstellbar waren die Temporallappen mit dem 64-Schicht Gerät ($\bar{a} = 3.23$), die zweitbeste Bewertung erhielt das 16-Schicht Gerät ($\bar{a} = 2.88$). Der 4-Schicht Computertomograph ermöglichte eine bessere Darstellung der Temporallappen als das 1-zeilige Gerät ($\bar{a} = 2.60$ vs. 2.36).



▲ **Abb. 26** : Links: Darstellung der durchschnittlich erreichten Punktzahlen der verschiedenen Computertomographen. Rechts: Odds Ratios für jeden paarweisen Vergleich (S 1 = Referenz).

3.9 Basalganglien

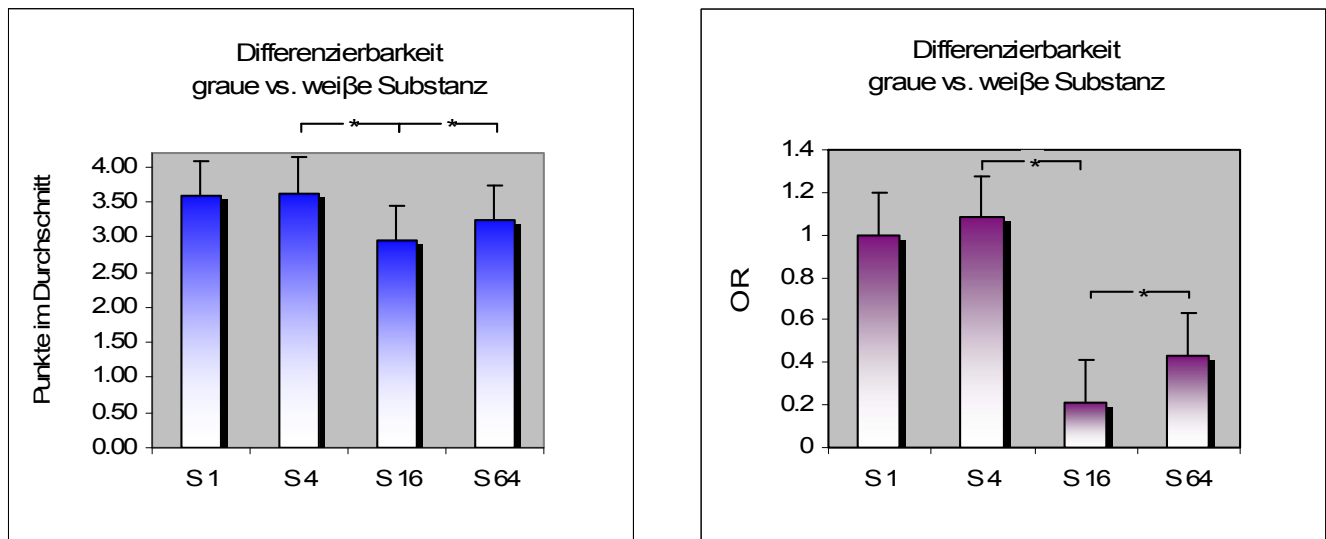
Die Abgrenzbarkeit der Basalganglien war signifikant schlechter im 16-Schicht-Computertomographen im Vergleich zu dem 4-Schicht-Gerät ($p = 0.0005$, OR 0.34), während es keine signifikanten Unterschiede gab zwischen den 64- und 16-Schicht Geräten ($p > 0.05$, OR 0.97), sowie zwischen den 4- und 1-zeiligen Computertomographen ($p > 0.05$, 0.65). Abb. 27 zeigt die durchschnittlich vergebenen Punkte für die verschiedenen Geräte und die Odds Ratios für den paarweisen Vergleich. Demnach waren die Basalganglien am besten darstellbar mit dem 1-Schicht Computertomographen ($\bar{a} = 3.24$). Das 4-Schicht Gerät erhielt die zweithöchste Bewertung ($\bar{a} = 3.11$), gefolgt von dem 16-Schicht Gerät ($\bar{a} = 2.75$). Die schlechteste Darstellung der Basalganglien zeigte sich bei dem 64-Schicht Computertomographen ($\bar{a} = 2.73$).



▲ **Abb. 27** : Links: Darstellung der durchschnittlich erreichten Punktzahlen der verschiedenen Computertomographen. Rechts: Odds Ratios für jeden paarweisen Vergleich (S1 = Referenz).

3.10 Differenzierung zwischen grauer und weißer Substanz

Die Differenzierbarkeit von supratentorieller grauer und weißer Substanz war signifikant reduziert bei dem 16-Schicht- im Vergleich zu dem 4-Schicht-Computertomographen ($p < 0.0001$, OR 0.19). Sie war jedoch signifikant besser bei dem 64-Schicht-Gerät gegenüber dem 16-Schicht-Gerät ($p < 0.05$, OR 2.10). Es waren keine signifikanten Unterschiede feststellbar zwischen den 4- und 1-zeiligen Computertomographen ($p > 0.05$, OR 1.08). In Abb. 28 sind die durchschnittlichen Bewertungen der verschiedenen Geräte und die entsprechenden Odds Ratios veranschaulicht. Am besten differenzieren ließen sich graue und weiße Substanz mit dem 4-Schicht Gerät ($\bar{a} = 3.63$), die zweitbeste durchschnittliche Bewertung erhielt der 1-Zeilen Computertomograph ($\bar{a} = 3.59$). Das 64-Schicht Gerät erreichte die dritthöchste Punktzahl ($\bar{a} = 3.25$), und am schlechtesten wurde der 16-Schicht Computertomograph bewertet ($\bar{a} = 2.95$).



▲ **Abb. 28** : Links: Darstellung der durchschnittlich erreichten Punktzahlen der verschiedenen Computertomographen. Rechts: Odds Ratios für jeden paarweisen Vergleich (S1 = Referenz).

3.11 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Ergebnisse des vorliegenden Vergleichs von 1-, 4-, 16- und 64-Schicht Computertomographen lassen sich wie folgt zusammenfassen: In Routine-Schädelaufnahmen verbesserte sich mit zunehmender Anzahl an simultan akquirierten Schichten die allgemeine Bildqualität, während supra- und infratentorielle Artefakte verringert wurden. Gleichzeitig ließen sich infratentorielle anatomische Strukturen besser abgrenzen. Für das Mittelhirn hingegen waren mit einer höheren Schichtanzahl keine signifikanten Unterschiede der Darstellung feststellbar. Die Temporallappen waren nur mit dem Gerät der höchsten Schichtanzahl signifikant besser darstellbar, wogegen die Differenzierbarkeit der grauen und weißen Substanz, als auch die Abgrenzung der Basalganglien sich bei Geräten mit einer niedrigeren Schichtanzahl signifikant verbesserte. Im folgenden sollen mögliche Ursachen für die einzelnen Ergebnisse diskutiert werden, und ein Vergleich mit der Literatur erfolgen.

4 Diskussion

Die Mehrschicht-Computertomographie hat sich seit ihrer Einführung im Jahr 1998 stark weiterentwickelt. Die hohe Anzahl an Detektorzeilen und der Einsatz der innovativen z-Springfokustechnologie erlauben mittlerweile auch bei Routine-Aufnahmen eine Steigerung der Ortsauflösung bis in den Submillimeterbereich, und dies bei gleichzeitiger Abnahme der Akquisitionszeit (32). Für die kraniale CT liegt der Vorteil dieser Entwicklung vor allem in der Verbesserung der Bildqualität. Einige Studien haben bereits gezeigt, dass eine dünne Kollimation Artefakte in Schädel-Aufnahmen deutlich reduziert und die Bildqualität erhöht (2, 53, 105).

Die vorliegende Fall-Kontroll-Studie hatte zum Ziel, praktische Vor- und Nachteile der Ein- und Mehrschicht-CT für die Bildgebung des Gehirns aufzuzeigen. Dazu wurden Untersuchungsprotokolle gewählt, die zum Zeitpunkt der Studie an der Institution, an der die Untersuchung erfolgte, für Routine-Aufnahmen des Schädels verwendet wurden. Die Kollimation der Mehrschicht-Geräte war hierbei umso geringer, je mehr Schichten simultan akquiriert wurden. Zur Bewertung der Geräte wurden insgesamt 100 native, nichtpathologische Hirnaufnahmen durch drei geblindete Radiologen hinsichtlich folgender Bildparameter beurteilt: allgemeine Bildqualität, Artefaktvorkommen in der hinteren Schädelgrube und im supratentoriellen Bereich, Darstellung zerebraler Strukturen und Differenzierbarkeit von kortikaler grauer und weißer Marklagersubstanz. Die Bewertung erfolgte anhand einer standardisierten 5-Punkte-Ordinalskala (siehe Anhang).

4.1 Allgemeine Bildqualität

In der vorliegenden Arbeit ließ sich die allgemeine Bildqualität signifikant verbessern bei dem 4-Schicht Computertomographen im Vergleich zu dem 1-Schicht Gerät, sowie bei dem 64-Schicht CT im Vergleich zu dem 16-Schicht Gerät. Wie bereits erwähnt, wird die Bildqualität durch Untersuchungs-, Rekonstruktions- und Patientenparameter beeinflusst (81).

Interpretation der Ergebnisse

Im engeren Sinne beeinflussen die genannten Parameter die Darstellung von zerebralen anatomischen Strukturen und die Reduktion von Artefakten, worauf in den folgenden Kapiteln ausführlicher eingegangen wird. Anhand der Darstellung von Strukturen beziehungsweise der Artefaktreduktion ergibt sich für den Betrachter ein Gesamteindruck des Bildes, der weiterhin von individuellen Faktoren wie Erfahrung, Wissensstand und Wahrnehmungsvermögen beeinflusst wird (9). Dieser Gesamteindruck wurde von den auswertenden Radiologen anhand des Parameters der „allgemeinen Bildqualität“ erfasst und beurteilt.

Im Hinblick auf die beschriebenen einfließenden Faktoren müsste die allgemeine Bildqualität daher zumindest annähernd die Ergebnisse für die in der Studie untersuchten Parameter widerspiegeln. Die Verbesserung der Bildqualität bei Erhöhung der Schichten von 1 auf 4 ist zum Teil auf die signifikante Reduktion supratentorieller Artefakte bei dem 4-Schicht Gerät zurückzuführen, denn bei allen anderen Parametern war kein signifikanter Unterschied feststellbar. Dass die allgemeine Bildqualität sich bei dem 16-Schicht Gerät im Vergleich zu dem 4-Schicht Gerät nicht signifikant verbessern ließ, war bei Betrachtung der übrigen Leistungen des 16-Schicht Gerätes zu erwarten: So war das 16-Schicht dem 4-Schicht Gerät zwar hinsichtlich der Artefaktreduktion in der hinteren Schädelgrube und der Darstellung von infratentoriellen Strukturen überlegen, jedoch waren keine Artefaktreduktion oder bessere Darstellung von Strukturen im supratentoriellen Bereich auszumachen. Stattdessen waren die Basalganglien mit dem 16-Schicht Gerät sogar signifikant schlechter darstellbar.

Die bessere allgemeine Bildqualität des 64-Schicht Gerätes gegenüber dem 16-Schicht Gerät ist hingegen nachvollziehbar, denn mit Ausnahme der Abgrenzbarkeit der Basalganglien und des Mittelhirns zeigte sich das modernste der verwendeten CT-Geräte dem 16-Schicht Gerät in sämtlichen erhobenen Parametern überlegen.

Literaturvergleich

Mehrere Studien haben bereits die allgemeine Bildqualität in der kranialen CT untersucht (40, 53, 66, 105). Jones et al. haben gezeigt, dass die MSCT mit 4 Schichten bei Anwendung einer dünneren Kollimation in 52% der Fälle eine bessere allgemeine Bildqualität aufweist als die 1-Schicht CT. Des weiteren gaben die auswertenden Radiologen der MSCT in 89% der Fälle den allgemeinen Vorzug (53). Hier wurde allerdings nur ein Vergleich der Bildqualität von 1-

und 4-zeiligen Geräten untersucht. Höherzeilige Computertomographen gab es zum Zeitpunkt dieser Studie noch nicht.

Van Straten et al. verglichen im Jahr 2007 die sequentielle mit der helikalen MSCT. Unter Verwendung einer dünnen Kollimation (1 mm) für die helikale Akquisition und einer breiten Kollimation (5 mm) für die sequentielle Technik zeigte sich, dass die allgemeine Bildqualität in der Spiral-CT signifikant besser war (105).

Auch in unserer Studie war die allgemeine Bildqualität bei reduzierten Kollimationen erhöht, und zwar bei dem 64- im Vergleich zu dem 16-Schicht Gerät, und bei dem 4- gegenüber dem 1-Schicht Computertomographen. Ein direkter Einfluss der z-Auflösung ergibt sich dabei durch den Effekt auf verschiedene Kenngrößen, insbesondere auf die Reduktion der Artefakte in der hinteren Schädelgrube und gleichzeitig bessere Darstellung infratentorieller Strukturen, sowie auf die Reduktion supratentorieller Artefakte.

Ein weiterer nennenswerter Aspekt ist die Bedeutung des Akquisitionsmodus für die allgemeine Bildqualität der kranialen CT. Es sei noch einmal erwähnt, dass die Datenakquisition bei dem 1-Schicht Gerät in der vorliegenden Arbeit für den supratentoriellen Bereich als Sequenz, und für den infratentoriellen Bereich als Spirale erfolgte. Bei den Mehrschicht-Geräten wurde durchgehend der Spiralmodus verwendet. Zum gegenwärtigen Zeitpunkt haben zwei Studien (40, 66) die allgemeine Bildqualität in Bezug auf den Akquisitionsmodus untersucht. Die Autoren einer der beiden Untersuchungen fanden keine signifikanten Unterschiede in der Bildqualität (40), während die Verfasser der anderen Studie die Bildqualität der Spiral-CT als „vergleichbar bis geringfügig überlegen“ einstufen (66). Dies lässt den Rückschluss zu, dass der Akquisitionsmodus für die bessere Bewertung des 4-Schicht Gerätes keine wesentliche Rolle gespielt hat.

Schlussfolgerung

Die allgemeine Bildqualität der kranialen CT verbessert sich umso mehr, je weniger Artefakte vorkommen, und je besser die Darstellung zerebraler Strukturen ist.

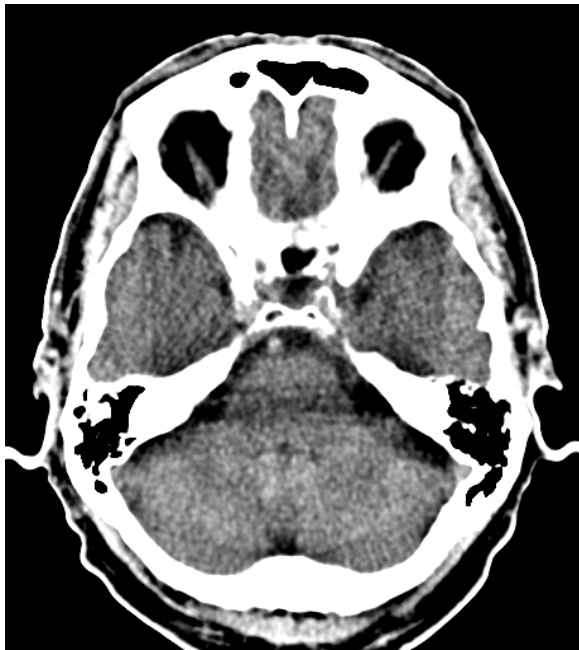
4.2 Artefakte

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde unter anderem bewertet, wie ausgeprägt Artefakte bei den verschiedenen Computertomographen auftreten. Da Artefakte in CT-Bildern häufig durch ein Zusammenwirken mehrerer Ursachen zustandekommen, ist ihre Entstehung nicht immer eindeutig erkennbar und erklärbar (59). Im Rahmen dieser Arbeit wurde das Artefaktvorkommen durch die Reader daher quantitativ bewertet, ohne die Bildstörungen bestimmten Kategorien und Ursachen zuzuordnen. Im Folgenden soll der Einfluss der verschiedenen Artefaktursachen auf die Bildqualität diskutiert werden.

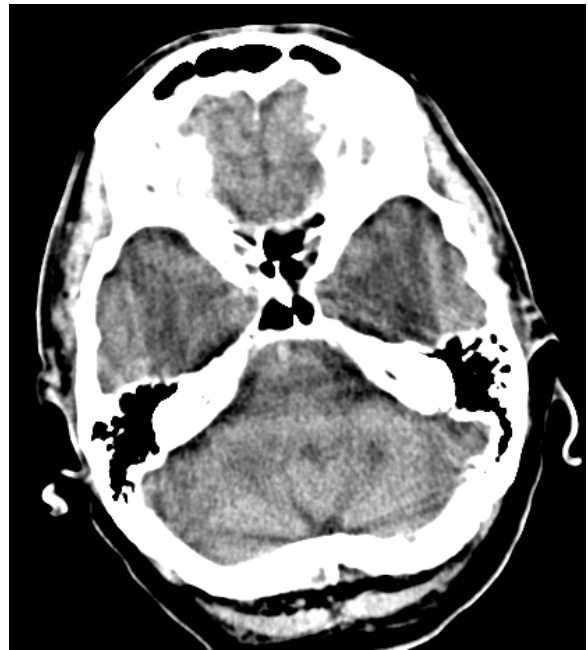
4.2.1 Artefakte der hinteren Schädelgrube

Seit der Einführung der Computertomographie stellen Artefakte im Bereich der hinteren Schädelgrube eine klassische Limitation der kranialen CT dar, da sie die Beurteilung infratentorieller Hirnstrukturen beeinträchtigen (3, 90, 119). Den Ergebnissen dieser Studie zufolge werden Artefakte der hinteren Schädelgrube signifikant reduziert, wenn die Schichtanzahl von 4 auf 16, sowie von 16 auf 64 steigt. Keine signifikante Reduktion des Artefaktvorkommens zeigte sich zwischen den 1- und 4-Schicht Computertomographen. Die Abb. 4a-d und 4e-h veranschaulichen die Unterschiede der Bildqualität zwischen den einzelnen Computertomographen.

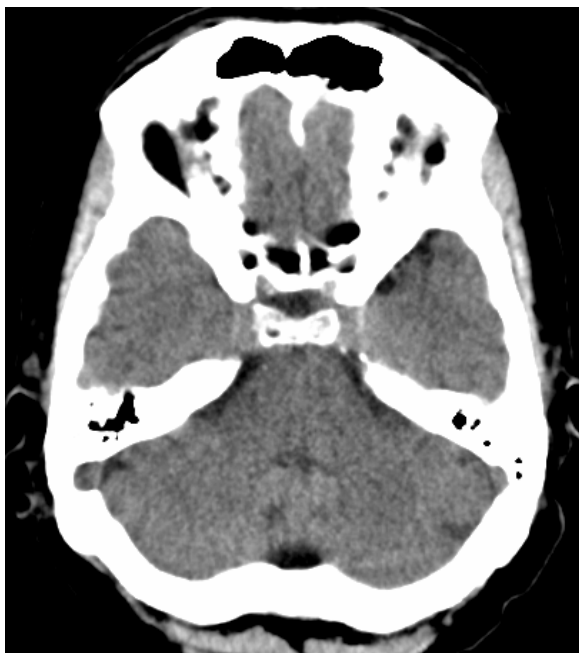
Abb. 4 a – d: Darstellung der Hirnstrukturen nahe der Schädelbasis. Beachte die bessere Darstellung der infratentoriellen Strukturen und des Temporallappens in c) und d).



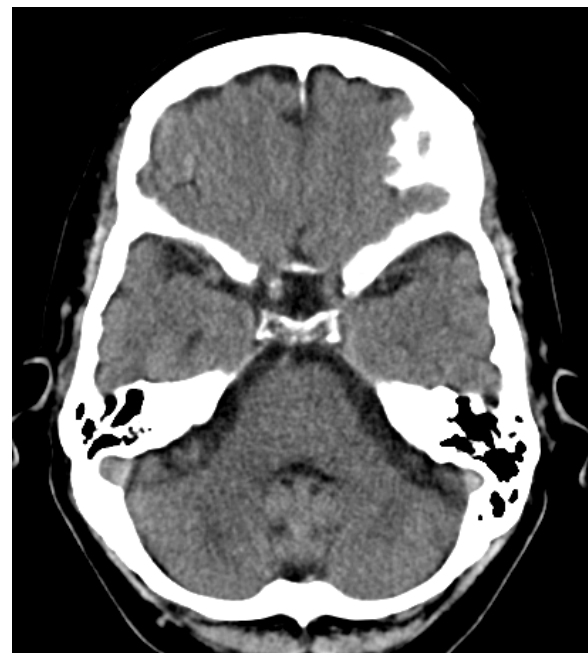
a) 1-Schicht CT



b) 4-Schicht CT

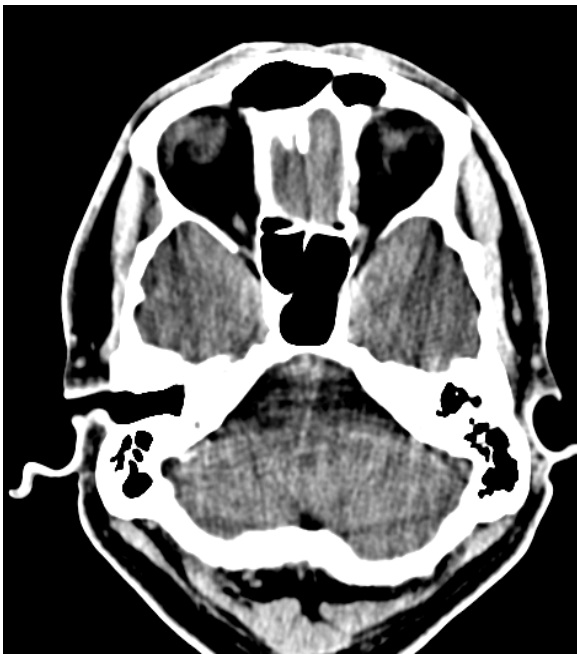


c) 16-Schicht CT



d) 64-Schicht CT

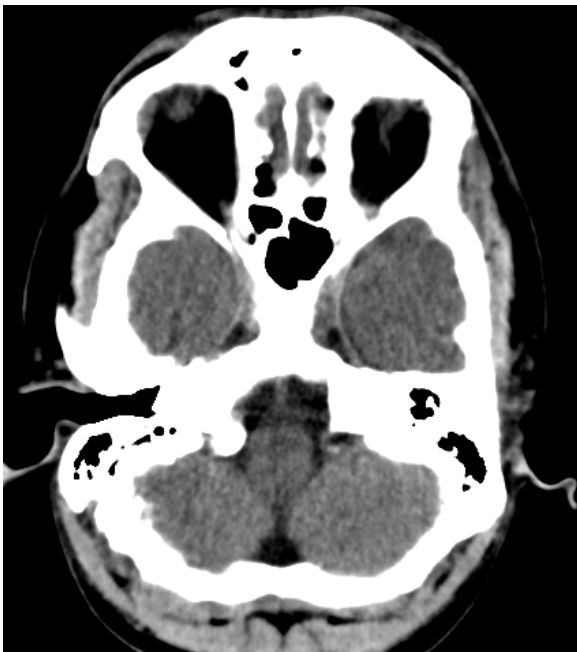
Abb. 4e-h: Darstellung der Hirnstrukturen nahe der Schädelbasis (weiter kaudal). Auch hier zeigt sich eine deutliche Artefaktreduktion bei dem 16- und 64-Schicht CT.



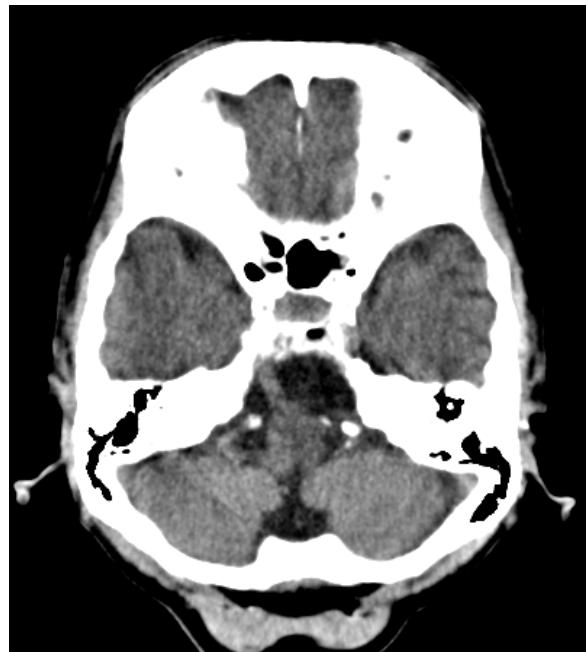
e) 1-Schicht CT



f) 4-Schicht CT



g) 16-Schicht CT



h) 64-Schicht CT

Ursachen für Artefakte in der hinteren Schädelgrube

Das Ergebnis unserer Studie ist nachvollziehbar, wenn man die drei Hauptursachen der Bildstörungen kennt. Typisch für die Region nahe der Schädelbasis sind Streifenartefakte, die zwischen den Felsenbeinen, im Bereich der protuberantia occipitalis interna und um scharfe Knochenkanten auftreten. Die wohl auffälligste Bildstörung ist der so genannte „Hounsfield-Balken“ (engl.: „interpetrous lucency“) der als breite hypodense Zone zwischen den Felsenbeinen das umgebende kontrastarme Hirnparenchym überlagert (55). Bereits im Jahr 1981 beschrieb Joseph viele mögliche Ursachen für den Hounsfield-Balken, darunter Strahlaufhärtung, nichtlineare Teilvolumeneffekte, Abtastartefakte, Streustrahlung, Detektor-Nichtlinearitäten und diverse Gerätefehler (54). Glover und Pelc betrachteten nichtlineare Teilvolumeneffekte als die Hauptursache für den Hounsfield-Balken, da er sich durch Verwendung dünnerer Schichten stark reduzieren lässt. Des weiteren machten sie Strahlaufhärtung für das Artefakt verantwortlich, jedoch hätte diese nur einen geringen Einfluss (36). Moström und Ytterbergh fanden im Gegenteil, der Hounsfield-Balken sei gerade durch Strahlaufhärtung verursacht, ließe sich durch dünnere Schichten kaum beeinflussen, und daher spielten Teilvolumeneffekte nur eine geringe Rolle (72). Dieser Ansicht sind die meisten Autoren, die den Hounsfield-Balken untersucht haben (4, 54, 55, 72, 93). Auch Rührnschopf und Kalender untersuchten den Artefakt, und fanden heraus, dass dessen breite hypodense Zone durch Strahlaufhärtung entsteht, während zusätzliche helle und dunkle Streifen zwischen den Felsenbeinen durch Teilvolumeneffekte bedingt sind. Sie machten Teilvolumeneffekte auch für Streifenartefakte verantwortlich, die von der protuberantia occipitalis interna ausgehen (93). Dies wurde sowohl von Moström und Ytterbergh, als auch von Glover und Pelc bestätigt, die bei Verwendung dünnerer Schichten eine starke Artefaktverminderung in diesem Bereich beobachteten (36, 72). Auch Streifenartefakte, die von scharfen Knochenkanten der Schädelbasis ausgehen, sind durch Teilvolumeneffekte bedingt und können durch eine dünnere Kollimation vermindert werden (72). In der CT sind Artefakte der hinteren Schädelgrube also hauptsächlich durch Strahlaufhärtung und Teilvolumeneffekte bedingt (36, 72, 90, 93).

Interpretation der Ergebnisse

Im Hinblick auf diese beiden Hauptursachen können nun die Ergebnisse zumindest teilweise erklärt werden. Eine feinere Abtastung in z-Richtung, die zum einen durch eine dünnere

Kollimation, zum anderen durch die z-Springfokustechnologie erreicht werden kann, reduziert Teilvolumenartefakte, und ist daher der wahrscheinlichste Grund für die Artefaktreduktion in der hinteren Schädelgrube (30, 31, 36). Bei den verwendeten 1-, 4-, 16- und 64-Schicht CT-Geräten wurden im Rahmen der klinischen Untersuchungsprotokolle folgende Kollimationen gewählt: 2 mm, 4 x 2,5 mm, 16 x 0,75 mm, und 32 x 0,6 mm. Theoretisch gesehen müssten also weniger Artefakte auftreten, wenn die Schichtanzahl von 4 auf 16, und von 16 auf 64 steigt, wohingegen eine Erhöhung von 1 auf 4 Schichten keine Reduktion der Artefakte herbeiführen dürfte. Unsere Ergebnisse konnten dies bestätigen.

Es muss erwähnt werden, dass die z-Auflösung in der Spiral-CT nicht nur durch die Kollimation und den z-Springfokus bestimmt wird, sondern auch durch den Pitchfaktor und die Datenrekonstruktion (24, 30, 31, 32, 59, 110). Diesbezügliche Unterschiede zwischen den verwendeten Computertomographen sind zu erwarten und könnten zu den Ergebnissen beigetragen haben (32).

Bezüglich der Datenrekonstruktion ist weiterhin zu beachten, dass die Rekonstruktion dicker Schichten aus dünn-schichtigen Rohdaten Artefakte der Schädelbasis vermindert (2, 18, 105). Die Rekonstruktion breiterer Schichten wurde bei allen CT-Geräten realisiert und könnte sich ebenfalls auf die Ergebnisse ausgewirkt haben. Außerdem könnten Unterschiede in der Reduktion der Strahlaufhärtung bestehen, etwa durch spezielle Korrekturalgorithmen oder Vorfilter des Herstellers, sowie durch Unterschiede in der Gerätegeometrie (18, 87, 116). Schließlich könnten Bewegungsartefakte, die bei der MSCT durch verkürzte Akquisitionszeiten vermindert auftreten, eine Rolle spielen (29, 30, 45, 53).

Literaturvergleich

Auch Jones et al. verglichen im Jahr 2001 die 1- und 4-Schicht CT im Hinblick auf Artefakte der hinteren Schädelgrube, jedoch bei Verwendung eines sequentiellen Akquisitionsmodus (53). Sie stellten fest, dass eine Erhöhung von 1 auf 4 Schichten das Artefaktvorkommen signifikant reduzieren kann, wenn eine dünnere Kollimation gewählt wird (die verwendeten Kollimationen der Studie betrugen 5 mm für die 1-Schicht und 4 x 2,5 mm für die 4-Schicht CT). Als Hauptursache hierfür nannten Jones et al. eine Reduktion von nichtlinearen Teilvolumenartefakten. Eine weitere Studie, in der unter anderem auch das Artefaktvorkommen und die Bildqualität in der hinteren Schädelgrube untersucht wurde, fand hingegen keinen signifikanten Unterschied zwischen sequentieller 1- und 4-, sowie zwischen

sequentieller und helikaler 4-Schicht CT, wenn die Kollimation beibehalten wurde (40). Wie bereits erwähnt, verglichen van Straten et al. die sequentielle mit der Spiral-MSCT, wobei die helikalen Aufnahmen im Vergleich zu den sequentiellen Aufnahmen mit einer dünneren Kollimation (4 x 1 mm vs. 4 x 5 mm) durchgeführt wurden (105). In dieser Studie wurde die Spiral-CT von den Radiologen bevorzugt, weil weniger Streifenartefakte durch Teilvolumeneffekte auftraten. Auch Alberico et al. bestätigten, dass die Spiral-CT bei Verwendung einer dünneren Kollimation im Vergleich zur sequentiellen CT zu einer Reduktion der Artefakte nahe der Schädelbasis führt (2).

Die genannten Studien unterscheiden sich zu der vorliegenden Arbeit in Bezug auf den Akquisitionsmodus, der für die hintere Schädelgrube bei allen Geräten als Spirale erfolgte. Sie stehen jedoch in Übereinstimmung zu dem Ergebnis, dass sich Artefakte der hinteren Schädelgrube bei dünnerer Kollimation reduzieren lassen.

Schlussfolgerung

Artefakte der hinteren Schädelgrube lassen sich durch eine dünnere Kollimation und die z-Springfokustechnologie signifikant reduzieren. Dies müsste sich auch auf die Bildqualität der infratentoriellen Strukturen auswirken und zu einer besseren Darstellung des Kleinhirns, des Pons und der Medulla oblongata führen (siehe Kap. 4.3).

4.2.2 Supratentorielle Artefakte

In dieser Untersuchung konnten supratentorielle Artefakte signifikant reduziert werden, wenn die Anzahl der simultan akquirierten Schichten von 1 auf 4, und von 16 auf 64 erhöht wurde. Kein signifikanter Unterschied ergab sich hingegen bei einer Erhöhung der Schichtanzahl von 4 auf 16. Zur Veranschaulichung dienen die Abb. 4m-p.

Ursachen supratentorieller Artefakte

In der Literatur finden sich als Ursachen supratentorieller Artefakte zum einen Strahlaufhärtung, zum anderen Teilvolumenartefakte (18, 116). Di Chiro et al. beschrieben bereits 1978, dass nahe des Schädeldachs eine Anhebung von CT-Werten des Hirnparenchyms und des Liquors um bis zu 20 Hounsfield-Einheiten beobachtet werden könne (18). Sie wiesen nach, dass die falsch-hohen CT-Werte durch Strahlaufhärtung beim Durchtritt

durch die Schädelkalotte verursacht werden, und bezeichneten die Bildstörung entsprechend ihrem Entstehungsort als „apikalen Artefakt“. Auch in einer weiteren Studie fand sich eine Anhebung der mittleren CT-Werte des apikalen Hirnparenchyms in sequentiellen CT-Aufnahmen. Die Autoren kommentierten jedoch, dies sei noch nie vorher beschrieben worden, und sei auf die in ihrer Studie verwendete, breite Kollimation von 5 mm und daraus resultierende Teilvolumenartefakte zurückzuführen (105).

Darüber hinaus beschrieb Wilting im Jahr 1999, dass in der Spiral-CT Artefakte durch den ansteigenden Durchmesser des Schädelknochens auftreten können, da dieser Inkonsistenzen im Interpolationsprozess bewirkt (116). Die resultierenden „Kegelartefakte“ beruhen auf Teilvolumeneffekten, und können als hyperdense Streifen am inneren Kalottenrand ein subdurales Hämatom vortäuschen (116, 117). Bahner et al. berichteten ebenfalls von diesen streifigen hyperdensen Artefakten, die für die Spiral-CT typisch seien (5). Allerdings wurden die beiden genannten Studien mit einer breiten Kollimation von 8 und 10 mm durchgeführt, und treten ab einer Kollimation von 1 mm nicht mehr auf (105).

Interpretation der Ergebnisse und Literaturvergleich

Für die Datenakquisition im supratentoriellen Bereich wurden in der vorliegenden Studie folgende Kollimationen gewählt: 1 x 8 mm, 4 x 2,5 mm, 16 x 1,5 mm und 32 x 0,6 mm. Die Reduktion supratentorieller Artefakte bei einer Erhöhung der Schichten von 1 auf 4, sowie von 16 auf 64 könnte also durch dünnere Kollimationen, und bei dem 64-Schicht Gerät zusätzlich durch den z-Springfokus bedingt sein. Beide Verfahren führen zu einer besseren Auflösung in z-Richtung und können dadurch Teilvolumeneffekte vermindern. Das Ergebnis, dass sich supratentorielle Artefakte bei einer Erhöhung von 1 auf 4 Schichten – mit anderen Worten, in dünn kollimierten Spiral-CT Aufnahmen im Vergleich zu breit kollimierten sequentiellen Aufnahmen – reduzieren lassen, stimmt mit bisherigen Studienergebnissen überein. In der oben erwähnten Untersuchung von van Straten et al. wurde die sequentielle mit der helikalen MSCT verglichen, ebenfalls unter Verwendung einer dünneren Kollimation für die helikale Akquisition (105). Die auswertenden Radiologen bevorzugten in dieser Studie die Spiral-CT aufgrund einer geringeren Ausprägung von Streifenartefakten und einer besseren Darstellung des kalottennahen Hirnparenchyms. Der wichtige Einfluss der Kollimation auf die Reduktion von Artefakten wurde auch indirekt durch eine Studie belegt, die keinen Unterschied bezüglich supratentorieller Artefakte und der Bildqualität im supratentoriellen Bereich feststellte, wenn

die Kollimation beibehalten wurde (40).

Warum supratentorielle Artefakte sich trotz dünnerer Kollimation nicht verringern ließen, wenn die Anzahl der simultan akquirierten Schichten von 4 auf 16 erhöht wurde, ist unklar. Es ist unwahrscheinlich, dass der Kegelwinkel des Strahlenbündels zu der schlechteren Bewertung des 16-Schicht Gerätes geführt hat, denn für die Datenrekonstruktion wurde ein AMPR-Algorithmus verwendet (31). Es müssen also noch weitere Einflussfaktoren auf das Vorkommen supratentorieller Artefakte bestehen. Dies wird auch daran deutlich, dass das 64-Schicht Gerät (für das ebenfalls ein AMPR-Algorithmus zum Einsatz kam) nicht signifikant besser bewertet wurde als das 4-Schicht Gerät, obwohl hier eine deutlich dünnere Kollimation (2,5 vs. 0,6 mm) verwendet wurde. Möglicherweise hat das Bildpunktrauschen die Ergebnisse beeinflusst.

Worauf die Ergebnisse für supratentorielle Artefakte in der vorliegenden Arbeit beruhen, ist anhand des angewendeten Studiendesigns letztendlich nicht eindeutig erklärbar. Wie für die Artefakte der hinteren Schädelgrube gilt auch hier, dass neben neuen Fokustechnologien und Kollimation auch der Pitchfaktor, die Akquisitionszeit, sowie die Beschaffenheit der Geräte das Artefaktverhalten beeinflussen können (30, 45, 116, 117). Es soll jedoch festgehalten werden, dass der 64-Schicht Computertomograph, das modernste der verwendeten CT-Geräte, im Durchschnitt die beste Bewertung für die Artefaktreduktion im supratentoriellen Bereich erhielt, wie es bereits für Artefakte der hinteren Schädelgrube der Fall war.

Schlussfolgerung

Supratentorielle Artefakte lassen sich tendentiell bei reduzierter Kollimation verringern und sind in Routine-Aufnahmen bei dem 64-Schicht Gerät am geringsten ausgeprägt. Ihre Reduktion müsste nicht nur zu einer besseren Bildqualität des normalen benachbarten Hirngewebes, sondern auch zu einer besseren Erkennbarkeit von Pathologien führen, wie etwa von extraaxialen Flüssigkeitsansammlungen, Subarachnoidalblutungen, oder kortikalen Hämatomen und Infarkten (105). Ein diesbezüglicher Vergleich der 1- und Mehrschicht-CT wäre von klinisch relevantem Interesse, insbesondere im Hinblick auf die Tatsache, dass die Differenzierbarkeit von grauer und weißer Substanz mit dem 1-Schicht Gerät am besten gelang.

4.3 Darstellung von Medulla oblongata, Pons und Kleinhirn

Die Beurteilung von infratentoriellen Strukturen wie der Medulla oblongata, des Pons und des Kleinhirns ist in der Computertomographie traditionell eingeschränkt, da Artefakte durch nahegelegene Knochenstrukturen das Niedrigkontrastgewebe überlagern (18, 34, 90, 119). Die Art und Herkunft dieser Artefakte wurde bereits ausführlich beschrieben (siehe Kap. 1.3.3.4.4 & 4.2).

Unsere Ergebnisse haben gezeigt, dass die Darstellung von Medulla oblongata, Pons und Kleinhirn signifikant besser war, wenn die Anzahl der Schichten von 4 auf 16, und von 16 auf 64 erhöht, bzw. die Kollimation von 2,5 auf 1,5, und von 1,5 auf 0,6 mm verringert wurde. Die Odds Ratios waren besonders hoch für die Medulla oblongata, eine Region, die bekanntlich schwer zu beurteilen ist, wenn die Untersuchung mit einem 1-zeiligen Computertomographen durchgeführt wurde. Vergleiche hierzu die Abb. 4a-h.

Interpretation der Ergebnisse

Die bessere Bildqualität der genannten Strukturen ist höchstwahrscheinlich darauf zurückzuführen, dass Artefakte in dieser Region mittels einer feineren z-Abtastung signifikant reduziert werden. In Übereinstimmung dazu waren in der vorliegenden Arbeit sowohl das Kleinhirn, als auch des Pons und die Medulla oblongata nicht signifikant besser darstellbar, wenn die Anzahl simultan akquirierter Schichten von 1 auf 4 erhöht wurde.

Literaturvergleich

In der Literatur liegen zum gegenwärtigen Zeitpunkt keine Studien vor, die die Darstellung infratentorieller Strukturen in der MSCT unter Verwendung von Routine-Protokollen mit einer schrittweise reduzierten Kollimation untersuchten. Bahner et al. verglichen die Spiral- und die sequentielle CT u.a. im Hinblick auf die Darstellung des Pons, und stellten keine signifikanten Unterschiede fest, wobei die Autoren für beide Untersuchungsmodi die gleiche Kollimation anwendeten (5).

Schlussfolgerung

In der Routine-MSCT sind die infratentoriellen Strukturen Medulla oblongata, Pons und Kleinhirn umso besser darstellbar, je dünner die verwendete Kollimation ist. Dies ist höchstwahrscheinlich auf die Reduktion von Artefakten zurückzuführen, die durch die

umgebenden Knochenstrukturen hervorgerufen werden. Die bessere Darstellung der genannten Strukturen könnte für die Diagnostik sämtlicher Pathologien der hinteren Schädelgrube relevant sein, beispielsweise für die Erkennung von Kleinhirn- und Ponsinfarkten, Basilaristhrombosen und Raumforderungen. Weitere klinische Studien werden nötig sein, um die praktischen Vor- und Nachteile der MSCT in dieser Hinsicht aufzuzeigen.

4.4 Darstellung des Mittelhirns

Im Gegensatz zu den infratentoriellen anatomischen Strukturen war die Bildgebung des Mittelhirns von der reduzierten Kollimation weitgehend unbeeinflusst. Hier wurden zwischen den verschiedenen Gruppen keine signifikanten Unterschiede in der Abgrenzbarkeit gefunden. In den Abb. 4i – l wird dieses Ergebnis veranschaulicht.

Abb. 4i-l: Das Mittelhirn ist bei allen Geräten gleich gut erkennbar.



i) 1-Schicht CT



ii) 4-Schicht CT



k) 16-Schicht CT



l) 64-Schicht CT

Interpretation der Ergebnisse

Die Ursache dafür könnte darin liegen, dass das Mittelhirn nicht in einer direkten topographischen Beziehung zu knöchernen Strukturen liegt, wie beispielsweise das Kleinhirn oder die Medulla oblongata. Teilvolumenartefakte beeinflussen daher die Beurteilung dieser Region nicht wesentlich. Die höhere Ortsauflösung der Mehrschicht-CT, die zu einer Reduktion dieser Artefakte führt, kommt daher hier nicht zum Tragen.

Schlussfolgerung

Das Mittelhirn ist bei Verwendung von Routine-Untersuchungsprotokollen mit einer dünnen Kollimation (z.B. 0,6 mm) nicht besser darstellbar als mit einer breiten Kollimation (z.B. 8 mm).

4.5 Darstellung der Temporallappen

Die Bildqualität der Temporallappen ist in der Computertomographie oftmals reduziert, da sie in enger Nachbarschaft zur mittleren Schädelgrube stehen, die durch knöcherne Unebenheiten zu ähnlichen Artefakten führt, wie sie in der hinteren Schädelgrube auftreten (2). Anders als die infratentoriellen Strukturen sind die Temporallappen allerdings etwas weniger von Knochen umschlossen, so dass dieser Effekt nicht ganz so stark ausgeprägt ist. Es ist dennoch zu erwarten, dass eine bessere z-Abtastung durch eine Verringerung von Artefakten zu einer besseren Darstellung dieser anatomischen Region führt.

Die Darstellung der Temporallappen war in der vorliegenden Studie zunächst unverändert: eine Erhöhung der Schichten von 1 auf 4 und von 4 auf 16 zeigte keine Auswirkungen auf die Bildqualität. Signifikant besser wurde sie jedoch mit der Zunahme von 1 auf 16 Schichten, und auch die weitere Erhöhung von 16 auf 64 Schichten ergab eine signifikant bessere Darstellung der Temporallappen. Die Abb. 4a-h veranschaulichen die Ergebnisse.

Interpretation der Ergebnisse

Diese Tendenz zu einer besseren Bildqualität bei einer dünner werdenden Kollimation und Verwendung der z-Springfokustechnologie entspricht der Erwartung, dass Teilvolumeneffekte bei feinerer z-Abtastung reduziert werden. Dass eine Erhöhung von 1 auf 4 Schichten keine Verbesserung bewirkt ($p = 0.08$), ist daher höchstwahrscheinlich auf die geringere Reduktion

von Teilvolumeneffekten zurückzuführen, denn die Kollimation des 4-Schicht Gerätes war mit 2,5 mm breiter als diejenige des 1-Schicht Computertomographen (2 mm). Dass sich trotz reduzierter Kollimation keine bessere Darstellung der Temporallappen bei der Erhöhung von 4 auf 16 Schichten zeigte, ist nicht unmittelbar nachvollziehbar. Zwar zeigte sich ein Trend zu einer besseren Darstellung ($p = 0.06$), dieser wurde jedoch erst beim Vergleich des 16- mit dem 1-Schicht Gerät signifikant ($p = 0.0009$). Auch hier war die Kollimation des 16-Schicht Gerätes dünner als diejenige des 1-Schicht Gerätes, allerdings nur um 0,5 mm. Daraus wird ersichtlich, dass die Ergebnisse nicht allein auf einer dünneren Kollimation beruhen, sondern mit hoher Wahrscheinlichkeit auch auf anderen Einflussfaktoren der Bildqualität, wie oben diskutiert wurde. Der dennoch deutliche Einfluss der longitudinalen Auflösung auf die Darstellung der Temporallappen zeigt sich beim Vergleich des 64- mit dem 16-Schicht Computertomographen: hier führt die 0,9 mm dünnere Kollimation und durch die z-Springfokustechnologie 5-fach feinere z-Abtastung des 64-Schicht Gerätes zu einer signifikanten Verbesserung der Darstellung des Temporallappens ($p = 0.02$), und resultiert erneut in der durchschnittlich besten Bewertung des Gerätes (30).

Literaturvergleich

Ein Vergleich der vorliegenden Arbeit mit der Literatur ist hinsichtlich der Darstellung der Temporallappen nicht direkt möglich, da ähnliche Studien zur Bildqualität dieser anatomischen Region in der Literatur bislang nicht vorliegen. Wie bereits erwähnt, haben einige Autoren den Einfluss der Kollimation auf die Artefakte der hinteren Schädelgrube untersucht (36, 53, 72). Weitere Studien verglichen die helikale mit der sequentiellen CT im Hinblick auf Artefakte nahe der Schädelbasis und auch speziell der mittleren Schädelgrube (2, 105). Hier ergab sich in der Spiral-CT eine Artefaktreduktion, wenn im Vergleich zur sequentiellen CT eine deutlich dünnere Kollimation (1 mm vs. 5 mm) verwendet wurde, und aus den dünnschichtigen Rohdaten anschließend dickere Schichten rekonstruiert wurden.

Diese Ergebnisse deuten daraufhin, dass die bessere Darstellung der Temporallappen auf einer Reduktion der Artefakte in der mittleren Schädelgrube beruht.

Schlussfolgerung

Die Temporallappen sind bei Verwendung einer dünnen Kollimation tendentiell besser darstellbar, als bei der Wahl breiterer Kollimationen. Dieses Ergebnis könnte insbesondere für die Frühdiagnostik der Herpesenzephalitis relevant sein, aber auch für die Diagnostik

intrakranieller Tumoren. Die diesbezüglichen Vorteile der 16- und 64-Schicht CT werden weitere Studien aufzeigen müssen, wobei zu erwarten ist, dass die bessere Darstellung aufgrund der höheren Ortsauflösung sich auch positiv auf die Erkennung der genannten Pathologien auswirkt.

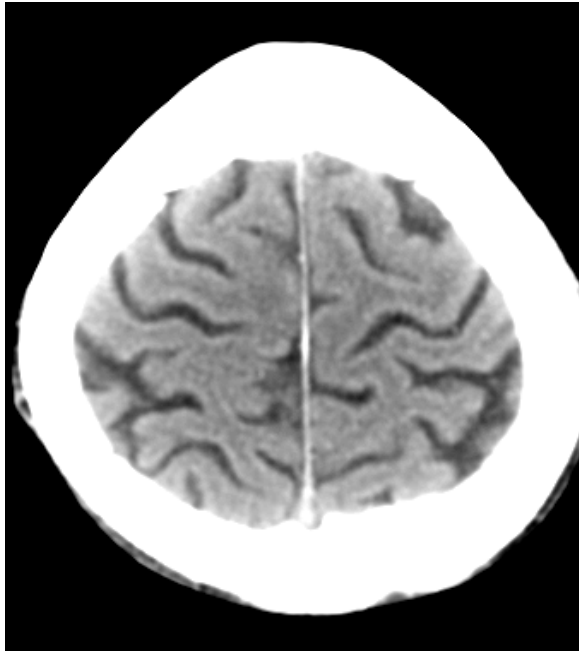
4.6 Darstellung der Basalganglien und der

Differenzierbarkeit von grauer und weißer Substanz

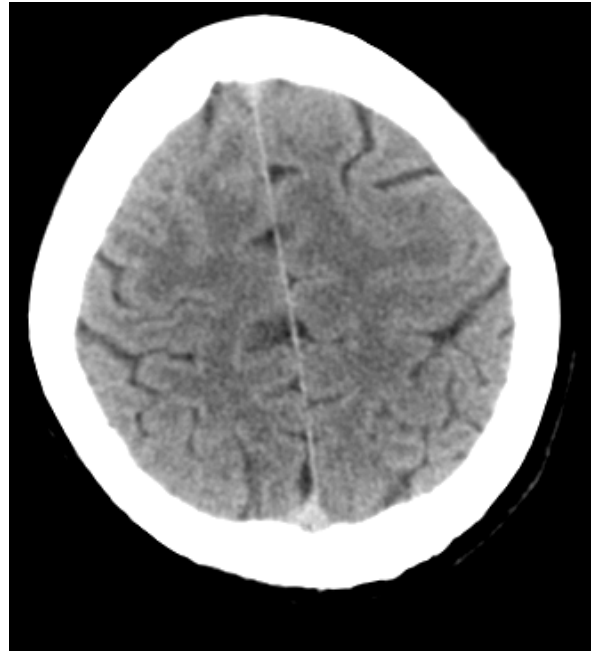
Eine Besonderheit der kranialen CT besteht darin, dass benachbarte Gewebe mit einem niedrigen Kontrast, also nur einem geringen Unterschied ihrer Hounsfield-Werte, erkennbar sein müssen (38). Ein Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die 1-, 4-, 16- und 64-Schicht CT im Hinblick auf die Darstellung der Basalganglien sowie die Differenzierbarkeit von grauer und weißer Substanz zu untersuchen. Da es sich bei beiden Strukturen um Niedrigkontrastgewebe handelt, deren Bildqualität von den gleichen physikalischen Parametern beeinflusst wird, erfolgt eine gemeinsame Diskussion der Ergebnisse.

Unsere Untersuchung hat ergeben, dass die Abgrenzbarkeit der Basalganglien und die Differenzierbarkeit der kortikalen grauen gegenüber der weißen Substanz sich zwischen dem 1- und das 4-Schicht Gerät nicht signifikant unterscheiden. Jedoch waren beide Strukturen jeweils dann signifikant schlechter darstellbar beziehungsweise differenzierbar, wenn die Anzahl der simultan akquirierten Schichten von 4 auf 16 erhöht wurde. Beim Vergleich des 16-Schicht mit dem 64-Schicht Computertomographen ergab sich kein signifikanter Unterschied für die Darstellung der Basalganglien, die Differenzierbarkeit von grauer und weißer Substanz hingegen gelang signifikant besser mit dem 64-Schicht Gerät. Es ist bemerkenswert, dass die 1- und 4-Schicht Geräte im Hinblick auf die genannten Niedrigkontraststrukturen jeweils signifikant besser bewertet wurden als die Computertomographen höherer Zeilenzahl. Zur Veranschaulichung der Ergebnisse siehe Abb. 4m-p:

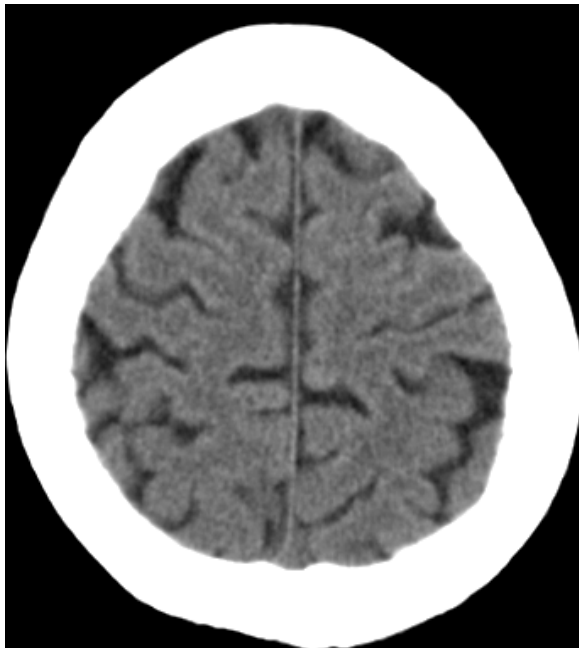
Abb. 4m-p: Differenzierbarkeit von grauer vs. weißer Substanz. Zu Kap. 4.2.2: Beachte die hyperdensen Regionen am inneren Kalottenrand in m).



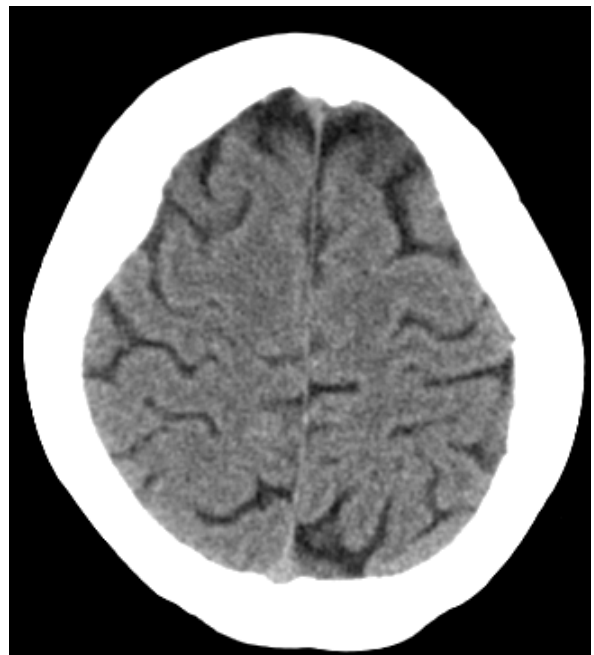
m) 1-Schicht CT



n) 4-Schicht CT



o) 16-Schicht CT



p) 64-Schicht CT

Erkennbarkeit von Niedrigkontraststrukturen

Die Erkennbarkeit von Niedrigkontraststrukturen wird vor allem durch das Rauschniveau des Bildes bzw. das Verhältnis von Kontrast und Bildpunktrauschen bestimmt. Bei kleineren Objekten oder Läsionen von wenigen Millimetern Durchmesser spielt auch die Ortsauflösung eine Rolle, da eine niedrige Ortsauflösung zu einer Unschärfe der Details verursacht, und zum anderen zu Teilvolumeneffekten führen kann, die durch Signalüberlagerung zu einer Kontrastverringerng führen (59). Da die Basalganglien und der Kortex größere Hirnstrukturen darstellen, müsste ihre Erkennbarkeit vor allem durch das Bildpunktrauschen beeinflusst werden. Letzteres wurde im Rahmen dieser Arbeit zwar nicht quantitativ bestimmt, jedoch fiel während der Auswertung auf, dass die auswertenden Radiologen bei den Geräten höherer Zeilenzahl häufig ein vermehrtes Rauschen feststellten.

Einfluss des Quantenrauschens

Es ist daher möglich, dass die Ursache für die schlechtere Darstellung der Basalganglien und des Kortex in vermehrtem Quantenrauschen zu suchen ist. Wie stark dieses ausgeprägt ist, hängt von vielen Faktoren ab, wie folgende Gleichung veranschaulicht:

$$\sigma = f_A \cdot \sqrt{I_0/I} / \varepsilon \cdot Q \cdot S \quad [1.8]$$

Das Bildpunktrauschen (σ) wird neben dem Faltungskern (f_A), der Schwächung (I_0/I) und der Effizienz des Gesamtsystems (ε) auch vom mAs-Produkt (Q) und der kollimierten Schichtdicke (S) bestimmt. In der Spiral-CT wird das Rauschen zusätzlich vom z-Interpolationsalgorithmus beeinflusst. Es kann reduziert werden, wenn die Rekonstruktion dicker Schichten aus dünnenschichtigen Rohdaten erfolgt (2, 105).

Bei gleichbleibenden übrigen Parametern müsste das Rauschen nach Gleichung [1.8] umso mehr zunehmen, je dünner die Kollimation ist, und daher die höchsten Werte bei dem 16- und 64-Schicht Gerät erreichen. Gleichzeitig müssten die 1- und 4-Schicht Computertomographen die niedrigsten Rauschwerte aufweisen. Dies bleibt auch bei Betrachtung der verwendeten mAs-Werte gültig, denn diese waren bei keinem der Mehrschicht-Geräte hoch genug, um die dünnere Kollimation zu kompensieren. Als Beispiel kann der Vergleich des 4-Schicht Gerätes mit dem 64-Schicht Computertomographen dienen: die Kollimation des 64-Schicht Gerätes verringerte sich gegenüber derjenigen des 4-Schicht Gerätes etwa um den Faktor 4 (0,6 vs. 2,5 mm), das mAs-Produkt hingegen war bei dem 64-Schicht Gerät nur um den Faktor 1,37

höher (410 vs. 300 mAs). Dies war zu erwarten, da eine entsprechende Erhöhung der Patientendosis in der Praxis nicht zu rechtfertigen wäre. Es ist also möglich, dass es bei den Geräten mit den dünnsten Kollimationen zu einem Anstieg des Bildpunktrauschens kam, und dies zu einer schlechteren Erkennbarkeit der Basalganglien und des Kortex geführt hat (81). Es muss weiterhin beachtet werden, dass die Computertomographen sich auch in der geometrischen Effizienz (ϵ) unterscheiden, die für dünne Kollimationen gerade bei dem 4-Schicht Gerät am geringsten ist, und hier wiederum zu einem Anstieg des Rauschens führen müsste. Überdies können die Interpolationsalgorithmen und weichen Faltungskerne die Standardabweichung der mittleren Schwächungswerte unterschiedlich stark verändern (59).

Interpretation der Ergebnisse und Literaturvergleich

Ein eindeutiger Rückschluss auf den tatsächlichen Einfluss des Quantenrauschens auf die Ergebnisse der Studie im allgemeinen, und auf die Darstellung der Basalganglien und des Kortex im besonderen, ist durch die vielen Variablen, die zwischen den Geräten bestehen, letztendlich nicht möglich. Es ist jedoch wahrscheinlich, dass zumindest die bessere Bewertung des 1-Schicht Gerätes im Vergleich zu den 16- und 64-Schicht Geräten auf geringere Rauschwerte zurückzuführen ist. Dafür sprechen nicht nur die höhere geometrische Effizienz des 1-Schicht Gerätes (59, 106), sondern auch dessen breitere Kollimation im supratentoriellen Bereich. Der sequentielle Akquisitionsmodus des 1-Schicht Gerätes hingegen dürfte nicht zur besseren Darstellung der Niedrigkontraststrukturen beigetragen haben. Van Straten et al. verglichen jüngst die sequentielle mit der Spiral-Mehrschicht-CT und stellten fest, dass die helikale Akquisition geringfügig bevorzugt wird, was das Rauschverhalten, die Differenzierung der grauen gegen die weiße Substanz, sowie das Erkennen von Läsionen mit erniedrigten Schwächungswerten betrifft (105). In ihrer Studie verwendeten die Autoren eine breite Kollimation für die sequentielle Technik, und eine dünne Kollimation mit anschließender Rekonstruktion dickerer Schichten für den Spiralmodus, wie es auch in unserer Studie der Fall war. Die übrigen Untersuchungsparameter, insbesondere das mAs-Produkt, waren jedoch identisch.

Sollte die schlechtere Leistung der 16- und 64-Schicht Geräte tatsächlich auf erhöhtes Rauschen zurückzuführen sein, so würde dies darauf hindeuten, dass eine gesteigerte Ortsauflösung in den Routine-Aufnahmen zwar Artefakte vermindert, jedoch auf Kosten der Darstellung von Niedrigkontraststrukturen.

Schlussfolgerung

In der vorliegenden Studie waren die Basalganglien und der Kortex mit der 16- und 64-Schicht CT schlechter abgrenzbar als in der 1- und 4-Schicht CT. Weitere Studien werden klären müssen, ob auch Pathologien mit niedrigem Kontrast, insbesondere akute Hirninfarkte, in der dünn kollimierten Routine-MSCT schlechter darstellbar sind als in der breiter kollimierten Mehr- oder Einschicht-CT.

4.7 Limitationen der Studie

Die vorliegende Studie weist mehrere Limitationen auf, die bei der Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt werden müssen.

1. Die vier Gruppen der an den verschiedenen Computertomographen untersuchten Patienten waren nicht identisch, da es als unethisch angesehen wurde, die Patienten einer höheren Strahlendosis als der klinisch notwendigen auszusetzen. Um dieser Einschränkung so weit wie möglich zu entgegenzutreten, wurde ein Studiendesign angewandt, das weitgehend vergleichbare Patientengruppen ermöglicht. Die Vergleichbarkeit der Gruppen wurde dadurch gewährleistet, dass die Patienten bezüglich des Alters und des Geschlechts gematched wurden.

2. Anhand dieser Studie lassen sich keine Aussagen über verschiedene Krankheitskategorien treffen, sondern lediglich über die Bildqualität, das Artefaktvorkommen und die Darstellung von anatomischen Strukturen. Da es eine Vielzahl an Erkrankungen gibt, die in der kranialen Computertomographie relevant sind, schien eine umfassende Studie zu allen Kategorien nicht durchführbar. Es werden weitere Studien mit adäquatem Studiendesign notwendig sein, die sich mit den einzelnen Krankheitsbildern befassen. Diese könnten dann aufzeigen, welches diagnostische Potential in der kontrastmittelfreien kranialen Computertomographie liegt, wenn CT-Geräte mit einer höheren Anzahl an simultan akquirierten Schichten und einer dünnen Kollimation verwendet werden.

3. Die Untersuchungsprotokolle, die an den einzelnen Computertomographen verwendet wurden, sind nicht identisch. Hierdurch ist kein eindeutiger Rückschluss auf den kausalen Zusammenhang der Ergebnisse möglich. Diese Limitation ergibt sich jedoch aus dem Ziel dieser Studie, praktische Vor- und Nachteile verschiedener CT-Geräte zu identifizieren. Um die Ergebnisse bis zu einem gewissen Grad mit der klinischen Praxis vergleichen zu können, wurden Untersuchungsprotokolle gewählt, die für Routine-Untersuchungen des Schädels verwendet werden. Dennoch ist mit großer Wahrscheinlichkeit anzunehmen, dass die Hauptaussage der Studie, nämlich eine Reduktion infratentorieller Artefakte und eine bessere Darstellung infratentorieller Strukturen, auf die dünnere Kollimation in den moderneren Mehrschicht-Geräten zurückzuführen ist, und sich in Routine-Aufnahmen anderer Institutionen reproduzieren lässt.

4. In dieser Studie wurden nur Computertomographen eines Herstellers verglichen. Diese Limitation entsprach der Situation an der Institution, an der die Studie durchgeführt wurde. Zum Zeitpunkt der Untersuchungen waren hier vier Computertomographen eines Herstellers in Verwendung, die sich jeweils in der Anzahl der simultan akquirierten Schichten unterschieden. Bestimmte Aspekte der Ergebnisse könnten sich von Hersteller zu Hersteller verändern, da die Technologien von Fokus und Detektor zwischen den Firmen variieren. Dennoch gehen wir davon aus, dass die Hauptaussage der Studie sich auch für die verschiedenen Hersteller der Mehrschicht-Computertomographen bewahrheitet.

5 Ausblick

Neue Impulse wird die Computertomographie durch die Zwei-Spektren-CT („Dual Energy CT“) erhalten, die erstmals bereits in den späten siebziger Jahren erprobt wurde, jedoch aufgrund technischer Einschränkungen bisher vorrangig für Knochendichtemessungen zur Anwendung kam (19, 33, 64, 70). Die Entwicklung von Systemen mit zwei Röntgenstrahlern und zwei Detektoren, die seit Oktober 2005 im klinischen Einsatz sind, ermöglicht nicht nur eine potentielle Verringerung der Patientendosis, sondern auch eine weitere Erhöhung der zeitlichen Auflösung, während die Ortsauflösung diejenige eines 64-Schicht Gerätes erreicht. Dies ist insbesondere für die Bildgebung des Herzens von Vorteil, da auch bei höheren Herzfrequenzen eine gute Bildqualität gewährleistet ist (1, 51, 52, 96).

Für die kraniale Bildgebung eröffnet die Zwei-Spektren-CT ebenfalls vielversprechende Anwendungsmöglichkeiten. In der CT-Angiographie erlaubt die simultane Verwendung zweier unterschiedlicher Energiestufen eine präzise Knochensubtraktion, da eine Bewegung des Patienten zwischen den Akquisitionen weitgehend vermieden wird. Über die Differenzierung von Jod und Kalzium, sowie die Anwendung eines speziellen Algorithmus ist es möglich, knöcherne Strukturen aus dem Bild zu subtrahieren, und ähnlich wie in der MR-Angiographie nur die intrakraniellen oder supraaortalen Gefäße darzustellen. Erste Studien belegen bereits die hohe Bildqualität dieser Technik in dreidimensionalen Rekonstruktionen (siehe Abb. 2c) (51). Darüber hinaus könnte die Dual-Energy-CT für die Notfalldiagnostik an Bedeutung gewinnen, wenn die Darstellung der Jodverteilung im Hirnparenchym die Erkennung von Perfusionsdefekten verbessern und dadurch die Diagnostik akuter Schlaganfälle erleichtern könnte (51).

Inwieweit die Zwei-Spektren-CT in der kranialen Bildgebung Zuverlässigkeit und diagnostische Aussagekraft besitzt, wird derzeit anhand klinischer Studien überprüft.

6 Zusammenfassung

Die native kraniale CT ist in der heutigen Notfalldiagnostik von entscheidender Bedeutung, und ist insbesondere für die initiale Diagnostik akuter Schlaganfälle und Schädel-Hirn-Traumen die Untersuchungsmethode der Wahl. Im Bereich der hinteren Schädelgrube ist die diagnostische Aussagekraft der Schädel-CT jedoch aufgrund ausgeprägter Artefakte stark limitiert. Eine Reduktion dieser Artefakte ist möglich, wenn die longitudinale Auflösung in z-Richtung erhöht wird. Die modernsten Mehrschicht-Computertomographen erlauben auch bei Routine-Aufnahmen des Schädels eine isotrope Auflösung im Submillimeterbereich, und sollten daher nicht nur die Artefakte der hinteren Schädelgrube verringern, sondern auch eine bessere Darstellung der infratentoriellen Strukturen ermöglichen.

Das Ziel dieser Fall-Kontroll-Studie war es, praktische Vor- und Nachteile der 1-, 4-, 16- und 64-Schicht CT aufzuzeigen, die für die native kraniale CT von Bedeutung sind. Dazu wurden 100 nichtpathologische CT-Aufnahmen des Gehirns im Hinblick auf verschiedene Bildparameter, darunter auch Artefakte der hinteren Schädelgrube, verglichen. Die Datenakquisition erfolgte mit Untersuchungsprotokollen für Routine-Aufnahmen, wobei die Kollimation umso dünner war, je mehr Schichten simultan akquiriert wurden.

Die Ergebnisse zeigen, dass Artefakte der hinteren Schädelgrube umso geringer und infratentorielle Strukturen umso besser darstellbar sind, je dünner die kollimierte Schichtdicke ist. Während die allgemeine Bildqualität, die Darstellung der Temporallappen und supratentorielle Artefakte von einer reduzierten Kollimation ebenfalls positiv beeinflusst werden, gelingt die Abgrenzung der Basalganglien und des Kortex besser bei breiteren Kollimationen, die bei den älteren Geräten verwendet werden. Weitere Studien werden klären müssen, inwieweit diese Leistungen der modernen Mehrschicht-CT die Diagnostik verschiedener Pathologien beeinflussen.

7 Anhang

Tabelle 6: Odds Ratios mit 95% Konfidenzintervallen und p- Werten für jeden paarweisen Vergleich der Computertomographen hinsichtlich der allgemeinen Bildqualität sowie supra- und infratentoriellen Artefakten

Parameter	Vergleich	Referenz	OR	95% CI LB	95% CI UB	p-Wert
Allg. Bildqualität	4	1	1,8050	1,1000	2,9619	0.0194
Allg. Bildqualität	16	1	1,3210	0,6780	2,5740	0.4133
Allg. Bildqualität	64	1	3,0399	1,6249	5,6870	0.0005
Allg. Bildqualität	1	4	0,5540	0,3376	0,9091	0.0194
Allg. Bildqualität	16	4	0,7319	0,3943	1,3584	0.3225
Allg. Bildqualität	64	4	1,6842	0,9679	2,9304	0.0651
Allg. Bildqualität	1	16	0,7570	0,3885	1,4750	0.4133
Allg. Bildqualität	4	16	1,3664	0,7362	2,5360	0.3225
Allg. Bildqualität	64	16	2,3012	1,1338	4,6705	0.0210
Allg. Bildqualität	1	64	0,3290	0,1758	0,6154	0.0005
Allg. Bildqualität	4	64	0,5938	0,3412	1,0332	0.0651
Allg. Bildqualität	16	64	0,4346	0,2141	0,8820	0.0210
Artefakte HSG	4	1	0,6705	0,3829	1,1741	0.1620
Artefakte HSG	16	1	4,3448	2,0199	9,3455	0.0002
Artefakte HSG	64	1	12,5944	6,6915	23,7048	<.0001
Artefakte HSG	1	4	1,4914	0,8517	2,6117	0.1620
Artefakte HSG	16	4	6,4799	2,9833	14,0749	<.0001
Artefakte HSG	64	4	18,7836	9,9100	35,6029	<.0001
Artefakte HSG	1	16	0,2302	0,1070	0,4951	0.0002
Artefakte HSG	4	16	0,1543	0,0710	0,3352	<.0001
Artefakte HSG	64	16	2,8987	1,3355	6,2918	0.0071
Artefakte HSG	1	64	0,0794	0,0422	0,1494	<.0001
Artefakte HSG	4	64	0,0532	0,0281	0,1009	<.0001
Artefakte HSG	16	64	0,3450	0,1589	0,7488	0.0071
Artefakte supra.	4	1	2,7916	1,5711	4,9600	0.0005
Artefakte supra.	16	1	1,9773	0,9802	3,9884	0.0569
Artefakte supra.	64	1	4,7639	2,4265	9,3526	<.0001
Artefakte supra.	1	4	0,3582	0,2016	0,6365	0.0005
Artefakte supra.	16	4	0,7083	0,3469	1,4460	0.3436
Artefakte supra.	64	4	1,7065	0,8522	3,4173	0.1314
Artefakte supra.	1	16	0,5057	0,2507	1,0202	0.0569
Artefakte supra.	4	16	1,4118	0,6915	2,8823	0.3436
Artefakte supra.	64	16	2,4093	1,0948	5,3022	0.0289
Artefakte supra.	1	64	0,2099	0,1069	0,4121	<.0001
Artefakte supra.	4	64	0,5860	0,2926	1,1734	0.1314
Artefakte supra.	16	64	0,4151	0,1886	0,9134	0.0289

OR = Odds Ratio, CI = Konfidenzintervall, LB untere Schranke, UB obere Schranke, HSG = hintere Schädelgrube, supra. = supratentoriell

Tabelle 7 : Odds Ratios mit 95% Konfidenzintervallen und p- Werten für jeden paarweisen Vergleich der Computertomographen hinsichtlich der Abgrenzung infratentorieller Strukturen und des Mittelhirns

Parameter	Vergleich	Referenz	OR	95% CI LB	95% CI UB	p-Wert
Medulla obl.	4	1	0,9564	0,5099	1,7936	0.8894
Medulla obl.	16	1	3,8337	1,7137	8,5765	0.0011
Medulla obl.	64	1	11,0790	5,4816	22,3917	<.0001
Medulla obl.	1	4	1,0456	0,5575	1,9610	0.8894
Medulla obl.	16	4	4,0086	1,8746	8,5723	0.0003
Medulla obl.	64	4	11,5845	6,0354	22,2355	<.0001
Medulla obl.	1	16	0,2608	0,1166	0,5835	0.0011
Medulla obl.	4	16	0,2495	0,1167	0,5335	0.0003
Medulla obl.	64	16	2,8899	1,3497	6,1877	0.0063
Medulla obl.	1	64	0,0903	0,0447	0,1824	<.0001
Medulla obl.	4	64	0,0863	0,0450	0,1657	<.0001
Medulla obl.	16	64	0,3460	0,1616	0,7409	0.0063
Pons	4	1	0,6398	0,3374	1,2130	0.1712
Pons	16	1	2,0332	1,0491	3,9407	0.0356
Pons	64	1	4,5895	2,4221	8,6964	<.0001
Pons	1	4	1,5631	0,8244	2,9636	0.1712
Pons	16	4	3,1781	1,6294	6,1989	0.0007
Pons	64	4	7,1737	3,7489	13,7272	<.0001
Pons	1	16	0,4918	0,2538	0,9532	0.0356
Pons	4	16	0,3147	0,1613	0,6137	0.0007
Pons	64	16	2,2572	1,1805	4,3160	0.0138
Pons	1	64	0,2179	0,1150	0,4129	<.0001
Pons	4	64	0,1394	0,0728	0,2667	<.0001
Pons	16	64	0,4430	0,2317	0,8471	0.0138
Kleinhirn	4	1	1,2518	0,6761	2,3178	0.4749
Kleinhirn	16	1	2,6101	1,3512	5,0421	0.0043
Kleinhirn	64	1	6,6240	3,5278	12,4376	<.0001
Kleinhirn	1	4	0,7989	0,4315	1,4791	0.4749
Kleinhirn	16	4	2,0851	1,0227	4,2513	0.0432
Kleinhirn	64	4	5,2916	2,6089	10,7329	<.0001
Kleinhirn	1	16	0,3831	0,1983	0,7401	0.0043
Kleinhirn	4	16	0,4796	0,2352	0,9778	0.0432
Kleinhirn	64	16	2,5378	1,2418	5,1866	0.0107
Kleinhirn	1	64	0,1510	0,0804	0,2835	<.0001
Kleinhirn	4	64	0,1890	0,0932	0,3833	<.0001
Kleinhirn	16	64	0,3940	0,1928	0,8053	0.0107
Mittelhirn	4	1	1,3405	0,6477	2,7742	0.4298
Mittelhirn	16	1	0,9290	0,4788	1,8025	0.8276
Mittelhirn	64	1	1,1995	0,5881	2,4463	0.6169
Mittelhirn	1	4	0,7460	0,3605	1,5440	0.4298
Mittelhirn	16	4	0,6931	0,3655	1,3141	0.2613
Mittelhirn	64	4	0,8948	0,4507	1,7765	0.7508
Mittelhirn	1	16	1,0764	0,5548	2,0885	0.8276
Mittelhirn	4	16	1,4429	0,7610	2,7358	0.2613
Mittelhirn	64	16	1,2911	0,6895	2,4177	0.4247
Mittelhirn	1	64	0,8337	0,4088	1,7003	0.6169
Mittelhirn	4	64	1,1175	0,5629	2,2187	0.7508
Mittelhirn	16	64	0,7745	0,4136	1,4503	0.4247

OR = Odds Ratio, CI = Konfidenzintervall, LB untere Schranke, UB obere Schranke, obl. = oblongata

Tabelle 8: Odds Ratios mit 95% Konfidenzintervallen und p- Werten für jeden paarweisen Vergleich der Computertomographen hinsichtlich der Abgrenzung des Temporallappens, der Basalganglien und des Kortex

Parameter	Vergleich	Referenz	OR	95% CI LB	95% CI UB	p-Wert
Temporallappen	4	1	1,6363	0,9314	2,8747	0.0867
Temporallappen	16	1	3,0671	1,5818	5,9468	0.0009
Temporallappen	64	1	7,0361	3,9253	12,6121	<.0001
Temporallappen	1	4	0,6111	0,3479	1,0736	0.0867
Temporallappen	16	4	1,8744	0,9555	3,6770	0.0676
Temporallappen	64	4	4,3000	2,3833	7,7582	<.0001
Temporallappen	1	16	0,3260	0,1682	0,6322	0.0009
Temporallappen	4	16	0,5335	0,2720	1,0466	0.0676
Temporallappen	64	16	2,2941	1,1625	4,5272	0.0167
Temporallappen	1	64	0,1421	0,0793	0,2548	<.0001
Temporallappen	4	64	0,2326	0,1289	0,4196	<.0001
Temporallappen	16	64	0,4359	0,2209	0,8602	0.0167
Basalganglien	4	1	0,6506	0,3713	1,1399	0.1330
Basalganglien	16	1	0,2203	0,1172	0,4139	<.0001
Basalganglien	64	1	0,2157	0,1192	0,3901	<.0001
Basalganglien	1	4	1,5371	0,8773	2,6932	0.1330
Basalganglien	16	4	0,3386	0,1846	0,6212	0.0005
Basalganglien	64	4	0,3315	0,1873	0,5868	0.0002
Basalganglien	1	16	4,5395	2,4159	8,5296	<.0001
Basalganglien	4	16	2,9532	1,6098	5,4179	0.0005
Basalganglien	64	16	0,9790	0,5379	1,7819	0.9446
Basalganglien	1	64	4,6370	2,5637	8,3869	<.0001
Basalganglien	4	64	3,0166	1,7041	5,3401	0.0002
Basalganglien	16	64	1,0215	0,5612	1,8592	0.9446
Kortex	4	1	1,0800	0,5913	1,9726	0.8024
Kortex	16	1	0,2065	0,1150	0,3708	<.0001
Kortex	64	1	0,4340	0,2436	0,7731	0.0046
Kortex	1	4	0,9260	0,5069	1,6913	0.8024
Kortex	16	4	0,1912	0,1018	0,3591	<.0001
Kortex	64	4	0,4018	0,2148	0,7518	0.0043
Kortex	1	16	4,8423	2,6970	8,6941	<.0001
Kortex	4	16	5,2295	2,7851	9,8192	<.0001
Kortex	64	16	2,1015	1,1878	3,7180	0.0107
Kortex	1	64	2,3042	1,2935	4,1048	0.0046
Kortex	4	64	2,4885	1,3302	4,6555	0.0043
Kortex	16	64	0,4759	0,2690	0,8419	0.0107

OR = Odds Ratio, CI = Konfidenzintervall, LB untere Schranke, UB obere Schranke, Kortex = Differenzierbarkeit von grauer und weißer Substanz

Verwendeter Fragebogen

Auswertebogen cCT nativ: 64 vs. 16 vs. 4 vs. 1 Zeilen

Patientenname: _____

Geburtsdatum: _____ W M

Bewertung von Parametern der Bildqualität und Beurteilbarkeit:

Parameter	1	2	3	4	5
Bildqualität allgemein (1 sehr schlecht, 5 exzellent)					
Artefaktüberlagerung hintere Schädelgrube (1 nicht beurteilbar durch Artefakte, 5 keine Artefakte)					
Artefaktüberlagerung sonstige (1 nicht beurteilbar durch Artefakte, 5 keine Artefakte)					
Beurteilbarkeit von Mittelhirn (1 sehr schlecht, 5 exzellent)					
Beurteilbarkeit von Pons (1 sehr schlecht, 5 exzellent)					
Beurteilbarkeit von Medulla oblongata (1 sehr schlecht, 5 exzellent)					
Beurteilbarkeit von Kleinhirnstrukturen (1 sehr schlecht, 5 exzellent)					
Beurteilbarkeit von Temporallappenstrukturen (1 sehr schlecht, 5 exzellent)					
Mark-Rinden-Differenzierung allgemein(1 sehr schlecht, 5 exzellent)					
Abgrenzbarkeit der Stammganglien (1 sehr schlecht, 5 exzellent)					

Bemerkungen: _____

8 Literaturverzeichnis

1. Achenbach S, Ropers D, Küttner A, Flohr T, Ohnesorge B, Bruder H, Theessen H, Karakaya M, Daniel WG, Bautz W, Kalender WA, Anders K (2006): Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography-initial experience. *Eur J Radiol* 57:331–335
2. Alberico RA, Loud P, Pollina J, Greco W, Patel M, Klufas R (2000): Thick-section reformatting of thinly collimated helical CT for reduction of skull base-related artifacts. *Am J Roentgenol* 175:1361-6
3. Ambrose J, Hounsfield G. Computed transverse axial tomography (1973): Proceedings of the British Institute of Radiology. *Br J Radiol* 46:148-149
4. Avrin DE, Macovski A, Zatz LE (1978): Clinical application of Compton and photo-electric reconstruction in computed tomography: preliminary results. *Invest Radiol* 13:217-22
5. Bahner ML, Reith W, Zuna I, Engenhart-Cabillic R, van Kaick G (1998): Spiral CT vs incremental CT: is spiral CT superior in imaging of the brain? *Eur Radiol* 8:416-20
6. Baker HL Jr, Campbell JK, Houser OW, Reese DF (1975): Early experience with the EMI scanner for study of the brain. *Radiology* 116:327-33
7. Barber PA, Demchuk AM, Zhang J, Buchan AM (2000): Validity and reliability of a quantitative computed tomography score in predicting outcome of hyperacute stroke before thrombolytic therapy. ASPECTS Study Group. Alberta Stroke Programme Early CT Score. *Lancet* 355:1670-4
8. Bautz W, Kalender W (2005): [Godfrey N. Hounsfield and his influence on radiology] *Radiologe* 45:350-5
9. Berlin L. (1996): Malpractice issues in radiology: perceptual errors. *AJR Am J Roentgenol* 167:587–590
10. Bradley WG Jr (1986): Magnetic resonance imaging in the central nervous system: comparison with computed tomography. *Magn Reson Annu* 1986:81-122
11. Brooks RD, Glover GH, Talbert AJ, Eisner RL, DiBianca FA (1979): Aliasing: a source of streaks in computed tomograms. *J Comput Assist Tomogr* 3:511-8
12. Bücheler, Einführung in die Radiologie

13. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (1998): Regelwerk 13: Richtlinie für Sachverständigenprüfung nach Röntgenverordnung, A1Anlage I. Wirtschaftsverlag NW Verlag für neue Wissenschaft, Bremerhaven, S. 124
14. Chawla S (2004): Advances in multidetector computed tomography: applications in neuroradiology. J Comput Assist Tomogr 28 Suppl 1:12-6
15. Cody DD, Stevens DM, Ginsberg LE (2005) Multi-detector row CT artifacts that mimic disease. Radiology 236:756-761
16. Cormack AM (1963): Representation of a function. by its line integrals, with some radiological applications. J Appl Physics 34:2722–2727
17. Debnam JM, Ketonen L, Hamberg LM, Hunter GJ (2007): Current techniques used for the radiologic assessment of intracranial neoplasms. Arch Pathol Lab Med 131:252-60
18. Di Chiro G, Brooks RA, Dubal L, Chew E (1978): The apical artifact: elevated attenuation values toward the apex of the skull. J Comput Assist Tomogr 2:65-70
19. Di Chiro G, Brooks RA, Kessler RM, Johnston GS, Jones AE, Herdt JR, Sheridan WT (1979): Tissue signatures with dual-energy computed tomography. Radiology 131:521–523
20. Dorenbeck U, Finkenzeller T, Hill K, Feuerbach S, Link J (2000): [Volume-artifact reduction technique by spiral CT in the anterior, middle and posterior cranial fossae. Comparison with conventional cranial CT] Rofo 172:342-5
21. Dzialowski I, Weber J, Doerfler A, Forsting M, von Kummer R (2004): Brain tissue water uptake after middle cerebral artery occlusion assessed with CT. J Neuroimaging 14:42-48
22. Ertl-Wagner BB, Bruening R, Blume J, Hoffmann RT, Snyder B, Herrmann KA, Reiser MF (2005): Prospective, multireader evaluation of image quality and vascular delineation of multislice CT angiography of the brain. Eur Radiol 15:1051-9
23. Ertl-Wagner BB, Hoffmann RT, Bruening R, Herrmann K, Snyder B, Blume JD, Reiser MF (2004): Multi-detector row CT angiography of the brain at various kilovoltage settings. Radiology 231:528-35
24. Fleischmann D, Rubin GD, Paik DS, Yen SY, Hilfiker PR, Beaulieu CF, Napel S (2000) Stair-step artifacts with single versus multiple detector-row helical CT. Radiology 216:185-96

25. Flohr T, Bruder H, Stierstorfer K, Simon J, Schaller S, Ohnesorge B (2002): New technical developments in multislice CT, part 2: sub-millimeter 16-slice scanning and increased gantry rotation speed for cardiac imaging. *Rofo* 174:1022-7
26. Flohr T, Ohnesorge B, Bruder H, Theessen H, Karakaya M, Daniel WG, Bautz W, Kalender WA, Anders K (2006): Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography—initial experience. *Eur J Radiol* 57:331–335c
27. Flohr T, Ohnesorge B, Schaller A (2004): [Current status and future potentials of multislice computed tomography] *Radiologe* 44:113-20
28. Flohr T, Ohnesorge B, Stierstorfer K, Bruder H, Simon J, Suss C, Wildberger J, Baum U, Lell M, Kuttner A, Heuschmid M, Wintersperger B, Becker C, Schaller S (2005a): On the way to isotopic spatial resolution: technical principles and applications of 16-slice CT] *Radiologe* 45:608-17
29. Flohr T, Stierstorfer K, Bruder H, Simon J, Schaller A (2002): New technical developments in multislice CT--Part 1: Approaching isotropic resolution with sub-millimeter 16-slice scanning. *Rofo* 174(7):839-45
30. Flohr T, Stierstorfer K, Raupach R, Ulzheimer S, Bruder H (2004): Performance evaluation of a 64-slice CT system with z-flying focal spot. *Rofo* 176:1803-10
31. Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM, Schoepf UJ (2005b): Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology* 235:756-73
32. Flohr TG, Stierstorfer K, Ulzheimer S, Bruder H, Primak AN, McCollough CH (2005c) Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot. *Med Phys* 32:2536-2547
33. Genant HK, Boyd D (1977): Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. *Invest Radiol* 12:545–551
34. Gilman S (1998): Imaging the brain. First of two parts. *N Engl J Med* 338:812-20
35. Gilman S (1998): Imaging the brain. Second of two parts. *N Engl J Med* 338:889-96
36. Glover GH, Pelc NJ (1980): Nonlinear partial volume artifacts in x-ray computed tomography. *Med Phys* 7:238-48
37. Grotta JC, Chiu D, Lu M, Patel S, Levine SR, Tilley BC, Brott TG, Haley EC Jr, Lyden PD, Kothari R, Frankel M, Lewandowski CA, Libman R, Kwiatkowski T, Broderick JP, Marler JR, Corrigan J, Huff S, Mitsias P, Talati S, Tanne D (1999): Agreement and

38. Gündogdu S, Mahmutyazicioglu K, Özdemir H, Savranlar A, Asil K (2005): Assessment of image quality of a standard and three dose-reducing protocols in adult cranial CT. *Eur Radiol* 15:1959-68
39. Halpin SF (2004): Brain imaging using multislice CT: a personal perspective. *Br J Radiol* 77 Spec No 1:20-6.
40. Hernalsteen D, Cosnard G, Robert A, Grandin C, Vlassenbroek A, Duprez T (2007): Suitability of helical multislice acquisition technique for routine unenhanced brain CT: an image quality study using a 16-row detector configuration. *Eur Radiol* 17:975-82
41. Hofer M (2003): CT-Kursbuch 4. Aufl., Verlag Didamed, Duesseldorf
42. Hounsfield GN (1973): Computerized transverse axial scanning (tomography). Part I. Description of system. *Br J Radiol* 46:1016-1022
43. <http://www.emedicine.com>
44. Hu H (1999): Multi-slice helical CT: scan and reconstruction. *Med Phys* 26:5-18
45. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH (2000): Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 215:55-62
46. Huda W, Lieberman KA, Chang J, Roskopf ML (2004): Patient size and x-ray technique factors in head computed tomography examinations. I. Radiation doses. *Med Phys* 31:588-94
47. Huda W, Lieberman KA, Chang J, Roskopf ML (2004): Patient size and x-ray technique factors in head computed tomography examinations. II. Image quality. *Med Phys* 31:595-601
48. Huda W, Scalzetti EM, Levin G (2000): Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology* 217:430-5
49. International Commission on Radiological Protection (ICRP) Publication 23, Report of the Task Group on Reference Man (Pergamon, Oxford, 1975)
50. Jayaraman MV, Mayo-Smith WW, Tung GA, Haas RA, Rogg JM, Mehta NR, Doberstein CE (2004): Detection of intracranial aneurysms: multi-detector row CT angiography compared with DSA. *Radiology* 230:510-8

51. Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, Fink C, Weckbach S, Lenhard M, Schmidt B, Flohr T, Reiser MF, Becker CR (2007): Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol* 17:1510-7
52. Johnson TR, Nikolaou K, Wintersperger BJ, Leber AW, von Ziegler F, Rist C, Buhmann S, Knez A, Reiser MF, Becker CR (2006): Dual-source CT cardiac imaging: initial experience. *Eur Radiol* 16:1409–1415
53. Jones TR, Kaplan RT, Lane B, Atlas SW, Rubin GD (2001): Single- versus multi-detector row CT of the brain: quality assessment. *Radiology* 219:750-5
54. Joseph PM (1981): Artifacts in computed tomography. In: Newton TH, Potts DG (Hrsg.) *Radiology of the skull and brain*. Vol V. Technical aspects of computed tomography. St. Louis: CV Mosby 1981:3956-92
55. Joseph PM, Spital RD (1978): A method for correcting bone induced artifacts in computed tomography scanners. *J Comput Assist Tomogr* 2:100-8
56. Kachelriess M, Schaller S, Kalender WA (2000): Advanced single-slice rebinning in cone-beam spiral CT. *Med Phys* 27:754-72
57. Kachelriess M, Sourbelle K, Kalender WA (2006): Empirical cupping correction: a first-order raw data pre-correction for cone-beam computed tomography. *Med Phys* 33:1269-74
58. Kalafut MA, Schriger DL, Saver JL, Starkman A (2000): Detection of early CT signs of >1/3 middle cerebral artery infarctions : interrater reliability and sensitivity of CT interpretation by physicians involved in acute stroke care. *Stroke* 31:1667-71
59. Kalender WA (2006): *Computertomographie. Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen*. 2. Aufl., Publicis MCD, Erlangen München
60. Kalender WA, Polacin A (1991): Physical performance characteristics of spiral CT scanning. *Med Phys* 18:910-5
61. Kalender, W. A., Seissler, W., Klotz, E., Vock, P (1990): Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport and continuous scanner rotation. *Radiology* 176:181-3
62. Kalra MK, Maher MM, D'Souza R, Saini A(2004): Multidetector computed tomography technology: current status and emerging developments. *J Comput Assist Tomogr* 28 Suppl 1:2-6

63. Kaufmann GW, Moser E, Sauer R (2001): Radiologie, 2. Aufl. Urban & Fischer, Muenchen, S. 93
64. Kelcz F, Joseph PM, Hilal SK (1979): Noise considerations in dual energy CT scanning. *Med Phys* 6:418–425
65. Klingenbeck-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U (1999): Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. *Eur J Radiol* 31:110-24
66. Kuntz R, Skalej M, Stefanou A (1998): Image quality of spiral CT versus conventional CT in routine brain imaging. *Eur J Radiol* 26:235-40
67. MacNamara AF, Evans PA (1995): The use of CT scanning by accident and emergency departments in the UK: past, present and future. *Injury* 26:667-9
68. Mayer TE, Hamann GF, Baranczyk J, Rosengarten B, Klotz E, Wiesmann M, Missler U, Schulte-Altedorneburg G, Brueckmann HJ (2000): Dynamic CT perfusion imaging of acute stroke. *Am J Neuroradiol* 21:1441-9
69. McCollough CH, Zink FE (1999): Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys* 26:2223-30
70. Millner MR, McDavid WD, Waggener RG, Dennis MJ, Payne WH, Sank VJ (1979): Extraction of information from CT scans at different energies. *Med Phys* 6:70–71
71. Moran CJ, Evens RG (1980): Neuroradiology since the advent of computed tomography. *Curr Probl Diagn Radiol* 9:1-59
72. Moström U, Ytterbergh C (1986): Artifacts in computed tomography of the posterior fossa: a comparative phantom study. *J Comput Assist Tomogr* 10:560-6
73. Moulin T, Cattin F, Crépin-Leblond T, Tatu L, Chavot D, Pötin M, Viel JF, Rumbach L, Bonneville JF (1996): Early CT signs in acute middle cerebral artery infarction: predictive value for subsequent infarct locations and outcome. *Neurology* 47:366-75
74. Napoli A, Fleischmann D, Chan FP, Catalano C, Hellinger JC, Passariello R, Rubin GD (2004): Computed tomography angiography: state-of-the-art imaging using multidetector-row technology. *J Comput Assist Tomogr* 28 Suppl 1:32-45
75. Zimmerman RA (2000): Neuroimaging – clinical and physical principles, Springer, New York

76. Nikolaou K, Flohr T, Knez A, Rist C, Wintersperger B, Johnson T, Reiser MF, Becker CR (2004): Advances in cardiac CT imaging: 64-slice scanner. *Int J Cardiovasc Imaging* 20:535-40
77. Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenberg-Regn K, Becker C, Schopf UJ, Bruning R, Reiser MF (1999): [The technical bases and uses of multi-slice CT] *Radiologe* 39:923-31
78. Papke K, Kuhl CK, Fruth M, Haupt C, Schlunz-Hendann M, Sauner D, Fiebich M, Bani A, Brassel F (2007): Intracranial aneurysms: role of multidetector CT angiography in diagnosis and endovascular therapy planning. *Radiology* 244:532-40
79. Polacin A, Kalender WA, Brink J, Vannier MA (1994): Measurement of slice sensitivity profiles in spiral CT. *Med Phys.* 1994 Jan;21(1):133-40
80. Polacin A, Kalender WA, Marchal G (1992) Evaluation of Section Sensitivity Profiles and Image Noise in Spiral CT. *Radiology* 185:29-35
81. Prokop M (2001): [Optimizing dosage in thoracic computerized tomography] *Radiologe* 41:269-78
82. Prokop M (2002): [Radiation dose and image quality in computed tomography] *Rofo.* 174:631-6
83. Prokop M, Galanski M (Hrsg.) (2003): Spiral and multislice computed tomography of the body. Vol 1 Thieme Stuttgart New York
84. Prokop M, Schaefer-Prokop CM, Galanski M (1998): Dose reduction vs. image quality
85. in spiral CT: how far down can we go in clinical practice? In: Krestin GP, Glazer GM (Hrsg.) *Advances in CT, IV.* Springer, Berlin Heidelberg New York, S. 16–26
86. Radon JH (1917): Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. *Ber Sächs Akad Wiss* 69:262
87. Raupach R (2007): Persönliche Mitteilung. Siemens, Erlangen, Deutschland
88. Reith W (2005): [Development of neuroradiology. From the visualization of bones to molecular imaging] *Radiologe* 45:327-39
89. Röther J (2001): CT and MRI in the diagnosis of acute stroke and their role in thrombolysis. *Thromb Res* 103 Suppl 1:125-33
90. Rozeik C, Kotterer O, Preiss J, Schutz M, Dingler W, Deininger HK (1991): Cranial CT artifacts and gantry angulation. *J Comput Assist Tomogr* 15:381-6

91. Rubin GD, Leung AN, Robertson VJ, Stark P (1998): Thoracic spiral CT: influence of subsecond gantry rotation on image quality. *Radiology* 208:771-6
92. Rubin GD, Shiau MC, Schmidt AJ, Fleischmann D, Logan L, Leung AN, Jeffrey RB, Napel A (1999): Computed tomographic angiography: historical perspective and new state-of-the-art using multi detector-row helical computed tomography. *J Comput Assist Tomogr.* 23 Suppl 1:S83-90
93. Rührnschopf EP, Kalender WA (1981): Artefacts caused by nonlinear partial volume and spectral hardening effects in computerized tomography. *Electromedica* 2:96-105
94. Schaller S, Flohr T, Klingenberg K, Krause J, Fuchs T, Kalender WA (2000): Spiral interpolation algorithm for multislice spiral CT. I. Theory. *IEEE Trans Med Imaging* 19:822-834
95. Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Kachelriess M, Flohr T (2001): Novel approximate approach for high-quality image reconstruction in helical cone beam CT at arbitrary pitch. *SPIE Medical Imaging Conference Proc* 4322:113-127
96. Scheffel H, Alkadhi H, Plass A, Vachenaue R, Desbiolles L, Gaemperli O, Schepis T, Frauenfelder T, Schertler T, Husmann L, Grunenfelder J, Genoni M, Kaufmann PA, Marincek B, Leschka S (2006): Accuracy of dual-source CT coronary angiography: first experience in a high pre-test probability population without heart rate control. *Eur Radiol* DOI 10.1007/s00330-006-0474-0
97. Taguchi K, Aradate H (1998): Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Med Phys* 25:550-61
98. Taguchi K, Aradate H (1998): Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Med Phys* 25:550-61
99. Taguchi K, Aradate H, Saito Y, Zmora I, Han KS, Silver MD (2004): The cause of the artifact in 4-slice helical computed tomography. *Med Phys* 31:2033-7
100. Tanaka C, Ueguchi T, Shimosegawa E, Sasaki N, Johkoh T, Nakamura H, Hatazawa (2006): Effect of CT acquisition parameters in the detection of subtle hypoattenuation in acute cerebral infarction: a phantom study. *Am J Neuroradiol* 27:40-5
101. Tomandl BF, Klotz E, Handschu R, Stemper B, Reinhardt F, Huk WJ, Eberhardt KE, Fateh-Moghadam A (2003): Comprehensive imaging of ischemic stroke with multisection CT. *Radiographics* 23:565-92

102. Tschurlovits M, Kletter K (Hrsg.) (2001): Strahlendosisermittlung in der Multidetektor-CT. Strahlenschutz 9:6-15
103. Unger E, Littlefield J, Gado M (1988): Water content and water structure in CT and MR signal changes: possible influence in detection of early stroke. AJNR Am J Neuroradiol 9:687-91
104. van de Castele E, Van Dyck D, Sijbers J, Raman E (2002): An energy-based beam hardening model in tomography. Phys Med Biol 47:4181-90
105. van Straten M, Venema HW, Majoie CB, Freling NJ, Grimbergen CA, den Heeten GJ (2007) Image quality of multisection CT of the brain: thickly collimated sequential scanning versus thinly collimated spiral scanning with image combining. Am J Neuroradiol 28:421-7.
106. Verdun FR, Denys A, Valley JF, Schnyder P, Meuli RA (2002): Detection of low-contrast objects: experimental comparison of single- and multi-detector row CT with a phantom. Radiology 223:426-31
107. von Kummer R, Allen KL, Holle R, Bozzao L, Bastianello S, Manelfe C, Bluhmki E, Ringelb P, Meier DH, Hacke W (1997): Acute stroke: usefulness of early CT findings before thrombolytic therapy. Radiology 205:327-33
108. Kummer R von, Holle R, Gizyska U, Hofmann E, Jansen O, Petersen D, Schumacher M, Sartor K (1996): Interobserver agreement in assessing early CT signs of middle cerebral artery infarction. AJNR Am J Neuroradiol 17:1743-8
109. Waidhauser E, Hamburger C, Marguth F (1990): Neurosurgical management of cerebellar hemorrhage. Neurosurg Rev 13:211-7
110. Wang G, Vannier MW (1994): Stair-step artifacts in three-dimensional helical CT: an experimental study. Radiology 191:79-83
111. Wardlaw JM, Dorman PJ, Lewis SC, Sandercock PA (1999): Can stroke physicians and neuroradiologists identify signs of early cerebral infarction on CT? J Neurol Neurosurg Psychiatry 67:651-3
112. Wardlaw JM, Mielke O (2005): Early signs of brain infarction at CT: observer reliability and outcome after thrombolytic treatment—systematic review. Radiology 235:444–53
113. Weber C, Grzyska U, Lehner E, Adam G [Clinical relevance of cranial CT under emergency conditions--basic neuroradiologic investigations] Rofo 175:654-62

114. Website des Dept. of Diagnostic Radiology and Organ Imaging, CUHK
<http://www.droid.cuhk.edu.hk/web/service/ct/ctacademic.htm>
115. Wildermuth A (2005): Grundlagen Computertomographie, Power-Point-Präsentation, Kantonsspital Zürich
116. Wilting J (1999): Technical aspects of spiral CT. Medica Mundi 43:34-43
117. Wilting JE, Timmer J (1999): Artefacts in spiral-CT images and their relation to pitch and subject morphology. Eur Radiol 9:316-22
118. www.emedicine.com
119. Yeoman LJ, Howarth L, Britten A, Cotterill A, Adam EJ (1992): Gantry angulation in brain CT: dosage implications, effect on posterior fossa artifacts, and current international practice. Radiology 184:113-6

9 Danksagung

Mein ganz besonderer und sehr herzlicher Dank gilt meiner Doktormutter und Betreuerin, Frau PD Dr. med. Birgit Ertl-Wagner. Ihre zahlreichen Anregungen und ihre hervorragende fachliche Betreuung waren mir stets eine große Hilfe, und haben ganz wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Herzlich bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Prof. Dr. H. Brückmann, Herrn PD Dr. med. C. Becker, sowie Herrn PD Dr. R. Brüning. Durch die zeitaufwändige und mit großer Sorgfalt durchgeführte Beurteilung der CT-Aufnahmen haben sie der vorliegenden Dissertation erst die nötige Grundlage gegeben.

Herrn Prof. Brückmann möchte ich überdies für die freundliche Erlaubnis danken, einen Teil der CT-Untersuchungen in seiner Abteilung für Neuroradiologie durchführen zu dürfen.

Herzlich bedanken möchte ich mich diesbezüglich auch bei Herrn Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, in dessen Institut für Klinische Radiologie ein Großteil der CT-Aufnahmen durchgeführt wurde.

Für die freundliche Auswertung unserer Ergebnisse möchte ich den Statistikern, Herrn Dr. J. Blume und Herrn Dr. J. Cormack, danken.

An dieser Stelle möchte ich mich auch bei den MTRAs in Großhadern bedanken, insbesondere bei Herrn Tim Wesemann, der mir wichtige Einblicke in die Technik der verwendeten CT-Geräte ermöglichte.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei Herrn Dr. M. Peller, der bei physikalischen Fragen sehr hilfsbereit war.

Ganz herzlich möchte ich auch den Mitarbeitern der Siemens AG in Forchheim danken. Insbesondere Herr Dr. R. Raupach half mir bei zahlreichen Fragen zu den verwendeten CT-Geräten sehr freundlich weiter. Bei Frau Christiane Bredenhöller möchte ich mich für die rasche Weiterleitung der Anfragen bedanken.

Schließlich möchte ich meinen Eltern meinen großen Dank aussprechen, die mich immer nach Kräften unterstützt und mir dieses großartige Studium ermöglicht haben.

10 Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name:	Lara Ariane Lilian Patricia Eftimov
Geburtstag und -ort:	26. Oktober 1978 in München
Familienstand:	ledig

Schulische Ausbildung

1989-1998	Heinrich-Heine-Gymnasium, München
06 / 1998	Allgemeine Hochschulreife

Praktika

07 / 1998 – 02 / 1999	In den Bereichen Medizin, Literatur und Werbung
-----------------------	---

Universitäre Ausbildung

02 / 1999 – 06 / 1999	Cours de Langue et Civilisation Françaises Université de la Sorbonne, Paris
10 / 1999 – 09 / 2000	Französische Literaturwissenschaften Universität zu Passau
10 / 2000 – 09 / 2003	Humanmedizin - Vorklinik TU Dresden
09 / 2003	1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung TU Dresden
10 / 2003	Humanmedizin - Klinik LMU München
08 / 2006 – 08 / 2007	Praktisches Jahr
08 – 12 / 2006	Chirurgie Tertial Chirurgische Klinik Dr. Rinecker/ NUS Singapur
12 / 06 – 03 / 07	Radiologie Tertial (Wahlfach)

Klinikum Großhadern

04 / 07 – 08 / 07

Innere Medizin Tertial
Harvard Medical School, Boston
(Stipendium i.R. der München-Harvard-Allianz)

04 – 06 / 2008

2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
LMU München

Veröffentlichungen

1. Ertl-Wagner B, Eftimov L, Blume J, Bruening R, Becker C, Cormack J, Brueckmann H, Reiser M.: Cranial CT with 64-, 16-, 4-slice and single slice scanners – comparison of image quality of artifacts.
European Radiology, 2008 April [Impact Factor für 2007: 3,405]
2. Ertl-Wagner B, Becker C, Eftimov L, Bruening R, Blume J, Brückmann H, Reiser M.: Evaluation der Bildqualität der kranialen Computertomographie bei 1-, 4-, 16- und 64-zeiligen Computertomographen – Ergebnisse einer Pilotstudie.
86. Deutscher Röntgenkongress, Wiesbaden. RöFo 2005; suppl.1